

Über das Belastungsverhalten von einwurzeligen Zähnen mit nicht  
abgeschlossenem Wurzelwachstum und dünner Wandung  
bei der stiftprothetischen Versorgung

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades  
der Hohen Medizinischen Fakultät  
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität  
Bonn

Sebastian Mues  
aus Bonn  
2007

Angefertigt mit Genehmigung der  
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Priv.-Doz. Dr. med. dent. E.-H. Helfgen
2. Gutachter: Univ.-Prof. Dr. med. dent. H. Stark

Tag der Mündlichen Prüfung: 18.04.2007

Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
der Rheinschen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn  
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. B. Koeck

Diese Dissertation ist auf dem Hochschulschriftenserver der ULB Bonn  
[http://hss.ulb.uni-bonn.de/diss\\_online](http://hss.ulb.uni-bonn.de/diss_online) elektronisch publiziert.

Meiner Familie



## Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	8
1.1 Zielsetzung	8
1.2 Literaturübersicht	9
1.2.1 Stiftdesign	9
1.2.2 Stiftherstellung	10
1.2.3 Normbohrung und Präparation	11
1.2.4 Stiftsysteme	13
1.2.4.1 Stiftaufbauten aus Metall	13
1.2.4.2 Stiftaufbauten aus faserverstärktem Kunststoff	14
1.2.4.2.1 Glasfaserstifte	15
1.2.4.2.2 Karbonfaserstifte	16
1.2.4.3 Stiftaufbauten aus Keramik	17
1.2.5 Befestigungszemente	18
1.2.6 Begriffe aus der Werkstoffkunde	20
2. Material und Methode	23
2.1 Allgemeines	23
2.2 Die Versuchsgruppen	23
2.3 Materialien	24
2.3.1 Zahnmaterial	24
2.3.2 Stiftsysteme	25
2.3.2.1 Metallstifte	26
2.3.2.2 Glasfaserstifte	26
2.3.2.3 Karbonfaserstifte	27
2.3.2.4 Keramikstifte	28
2.3.3 Zemente	28
2.4 Messapparatur	29
2.5 Zahnhalteapparat	30
2.6 Vorversuche	31
2.7 Hauptversuche	32
2.7.1 Gruppe 1 - Versorgung mit Zirkonoxidstiften	32
2.7.2 Gruppe 2 - Versorgung mit Glasfaserstiften	34
2.7.3 Gruppe 3 - Versorgung mit Carbonfaserstiften	36

2.7.4 Gruppe 4 - Versorgung mit Komposit (Tetric®)	38
2.7.5 Gruppe 5 - Versorgung mit individuell gegossenen Metallstiften	39
2.8 Arbeitsschritte	40
2.8.1 Gruppe 1 - CeraPost®	40
2.8.2 Gruppe 2 - ParaPost® Fiber White®	40
2.8.3 Gruppe 3 - CompositPost®	41
2.8.4 Gruppe 4 - Komposit	41
2.8.5 Gruppe 5 - individuell Gegossen	41
2.9 Umrechnung der vom Datenerfassungsprogramm abgespeicherten elektrischen Spannungssignale in die dazu korrespondierenden Dehnungswerte	42
2.10 Prinzip eines Thermoelementes	43
2.11 Auswertung	45
3. Ergebnisse	47
3.1 Temperaturmessung	47
3.1.1 Gruppe 1 - CeraPost®	47
3.1.2 Gruppe 2 - ParaPost® Fiber White®	48
3.1.3 Gruppe 3 - CompositPost®	48
3.1.4 Vergleichende Darstellung der Gruppen	50
3.1.5 Statistische Auswertung	52
3.1.5.1 Gruppe 1 - CeraPost®	52
3.1.5.2 Gruppe 2 - ParaPost® Fiber White®	52
3.1.5.3 Gruppe 3 - CompositPost®	52
3.2 Dehnungsmessung	53
3.2.1 Dehnung Gruppe 1 - CeraPost®	53
3.2.2 Dehnung Gruppe 2 - ParaPost® Fiber White®	54
3.2.3 Dehnung Gruppe 3 - CompositPost®	55
3.2.4 Dehnung Gruppe 4 - Komposit	56
3.2.5 Dehnung Gruppe 5 - individuell Gegossen	56
3.2.6 Vergleichende Darstellung der Gruppen	57
3.2.7 Statistische Auswertung	61
3.2.7.1 Gruppe 1 - CeraPost®	61
3.2.7.2 Gruppe 2 - ParaPost® Fiber White®	61

3.2.7.3 Gruppe 3 - CompositPost®	62
3.2.7.4 Gruppe 4 - Komposit	63
3.2.7.5 Gruppe 5 - individuell Gegossen	63
3.2.7.6 Übersicht	63
4. Diskussion	65
4.1 Klinische Relevanz	65
4.2 Zahnmaterial	65
4.3. Kritik an der Methodik	67
4.3.1 Einbetten der Proben	67
4.3.2 Zementierung	68
4.3.3 Durchführung der Versuche	68
4.4 Diskussion der Ergebnisse	69
4.4.1 Temperatur	69
4.4.2 Dehnung	70
4.4.2.1 Pilotbohrung	71
4.4.2.2 Normbohrung	71
4.4.2.3 Einprobe	72
4.4.2.4 Zementieren	73
5. Schlussfolgerung	74
6. Zusammenfassung	76
8. Literaturverzeichnis	78
9. Danksagung	95

## **1. Einleitung**

### **1.1 Zielsetzung**

Im Kindes- und Jugendalter kann es häufig zu Verletzungen des Kauorgans, speziell der Zähne, kommen. Hierbei stehen Frakturen der Zahnkrone an erster Stelle (Sandalli et al., 2005; Saroglu und Sonmez, 2002; Schatz und Joho, 1994).

Bei frakturierten Zähnen, deren Wurzelwachstum noch nicht abgeschlossen ist, stellt die adäquate prothetische Versorgung oft ein Problem dar. Das Lumen des Wurzelkanals ist noch sehr groß, die Wandstärke der Zahnwurzel verhältnismäßig gering und der Apex ist oft noch weit offen (Katebzadeh et al., 1998; Rafter, 2005, Tait et al., 2005).

Die Therapie der offenen Wurzelspitze ist Aufgabe der Endodontie, die geringe Wandstärke und das weite Lumen des Kanals stellen ein Problem für die prothetische Versorgung dar. Der Zahn ist schwächer als ein adulter und die angebotenen Stiftsysteme sind zu klein im Durchmesser, um das Lumen der betroffenen Zähne voll auszufüllen (Carvalho et al., 2005; Tait et al., 2005).

Ziel dieser wissenschaftlichen Arbeit war es, eine möglichst gut geeignete Stiftversorgung für diese Zähne zu finden.

Hierbei ist es wichtig, dass die verwendeten Stifte in ihren Eigenschaften dem natürlichen Zahn möglichst nahe kommen. Es ist zu berücksichtigen, dass die zu behandelnden Zähne strukturell schwächer sind als herkömmlich versorgte Zähne.

Daher muss also ein Stiftsystem gefunden werden, das den geschwächten Zahn stabilisiert und gleichzeitig, schon beim Einbringen des Stiftes, die Belastung für den zu versorgenden Zahn so gering wie möglich hält.

Dazu werden Zähne mit verschiedenen Stiftsystemen versorgt und die bei der Stiftversorgung auftretenden Verformungen des Zahnes untersucht sowie die bei der Stiftbohrung auftretenden Temperaturveränderungen gemessen.



## 1.2 Literaturübersicht

Es gibt unterschiedliche Arten von Stifsystemen, die nach verschiedenen Gesichtspunkten unterschieden werden können: nach dem Material, nach ihrer Form, dem Stiftdesign und nach ihrer Herstellungsart (Robbins, 2002). Die richtige Indikation für die Vielzahl der angebotenen Systeme zu stellen ist entscheidend für den Behandlungserfolg. Bei der Indikationsstellung und der Auswahl des Stiftsystemes gilt es auch, die Kraftbelastung im Bereich der Restauration sowie den Zustand des zu versorgenden Zahnes in die Überlegungen mit einzubeziehen. Bewertet man den Zahn hinsichtlich der verbleibenden Zahnhartsubstanz, so sollte auch berücksichtigt werden, welche Präparationsform das ausgewählte Stiftsystem erfordert (Goodacre, 2004; Robbins, 2002; Standlee und Caputo, 1972; Torbjörner und Fransson, 2004). Bei der Ausschachtung des Wurzelkanals für den Stift treten Kräfte auf, zudem entsteht Hitze im Zahn (Eriksson und Sundstrom, 1984; Hussey et al., 1997; Romero et al., 2000; Saunders und Saunders, 1989; Tjan und Abbate, 1993; Weller et al., 1996). Beide Faktoren sollen in dieser Arbeit mit untersucht und im Laufe dieses Kapitels weiter betrachtet werden.

### 1.2.1 Stiftdesign

Wurzelkanalstifte werden in verschiedenen Formen angeboten (Wirtz et al., 1987). Es gibt zylindrische, konische und zylindrokonische Stiftsysteme. Weiter werden aktive Systeme von passiven unterschieden: aktive Systeme werden in den Kanal eingeschraubt während die passiven Systeme nach vorhergehender Normbohrung in den Wurzelkanal eingebracht werden.

Die verschiedenen Systeme haben ihre Vor- und Nachteile und finden oder werden alle ihre Anwendung.

Die aktiven Systeme zeichnen sich durch besonders hohe Retention im Wurzelkanal aus, führen jedoch zu hohen auftretenden Kerbspannungen, welche Wurzelfrakturen hervorrufen können (Henry, 1977; Kaelin und Schärer, 1991; Schmeißner, 1985).

Zylindrische Stifte sind substanzfordernd, das Risiko einer Wurzelper-

foration bei der Kanalbohrung ist hoch (Kaelin und Schärer, 1991), jedoch weisen sie nach den aktiven Systemen die höchsten Retentionswerte auf (Standlee et al., 1978) und verteilen auftretende Kerbspannungen gleichmäßig über ihre ganze Länge (Cooney et al., 1986). Konische Systeme sind Zahnhartsubstanz schonender, das Risiko einer Perforation ist hier geringer (Weine et al., 1991). Jedoch zeigen konische Stifte geringere Retentionswerte (Standlee et al., 1978).

Cooney et al. (1986) konnten zeigen, dass bei konischen Systemen Spannungsspitzen im zervikalen und apikalen Bereich auftreten. Diese Keilwirkung (Assif et al., 1989) kann jedoch durch ein Kanalinlay, ein okklusal angebrachtes Plateau, das als Verdrehschutz und als Abstützung dient, verhindert werden.

Aus den Vor- und Nachteilen der verschiedenen Systeme entstand das zylindrokonische Stiftdesign, welches einen konischen apikalen mit einem zylindrischen zervikalen Anteil verbindet. Bei diesem Stiftdesign ist das Risiko einer Perforation gering, die Retention ist gut (Kaelin und Schärer, 1991), sie kann weiter erhöht werden durch Oberflächenstrukturierung (Kaelin und Schärer, 1991).

### **1.2.2 Stiftherstellung**

Es werden verschieden Arten der Stiftherstellung unterschieden: konfektionierte, halbkonfektionierte und individuell gegossene Herstellungsverfahren.

Konfektionierte Systeme finden vor allem im Front- und Prämolarenbereich Anwendung und bestehen aus einer Nichtedelmetalllegierung, aus Keramik oder aus Faserverbundsystemen. Der endodontische Stift ist vorgefertigt und wird nicht individualisiert. Die Kanalbohrung erfolgt mit genormten Aufbereitungsinstrumenten, der Aufbau erfolgt mittels direkter Modellation (Edelhoff et al., 1997).

Halbkonfektionierte Systeme bestehen aus einem konfektionierten endodontischen Stift und einem individuell intraoral modellierten und im Labor angegossenen Aufbau (Isidor und Brondum, 1992; Lauer et al., 1994). Es gibt halbkonfektionierte Systeme aus Metall und aus Keramik (Edelhoff et al., 1997).

Bei individuellen Systemen werden Stift und Aufbau individualisiert. Die Modellation erfolgt entweder intraoral mit ausbrennbarem Kunststoff oder im Labor nach einer Abformung (Hudis und Golstein, 1986). Anschließend wird die Modellation in Metall gegossen.

### **1.2.3 Normbohrung und Präparation**

Nach dem Reduzieren der suffizienten Wurzelfüllung erfolgt die Ausschachtung des Wurzelkanals für die Aufnahme des Stiftes.

Es wurde in vielen Untersuchungen gezeigt, dass dabei die Länge des im Wurzelkanal verankerten Anteils des Stiftes signifikanten Einfluss auf die Retention des Stiftes und damit auf die Erfolgserwartung nimmt (Standlee et al., 1978).

Bereits 1984 stellte Sörensen in einer umfassenden in-vivo Untersuchung an 1273 versorgten Zähnen eine Misserfolgsrate von 25% fest, wenn die Länge des Stiftes nicht mehr als  $\frac{1}{4}$  der Länge der klinischen Krone betrug. Stifte, deren Länge größer als  $\frac{1}{4}$  der Länge der klinischen Krone betrug, zeigten keinen Misserfolg. In der Folge wurden verschiedene Angaben zur optimalen Länge des Stiftes gemacht (Hudis und Goldstein, 1986; Stockton, 1999), es gilt jedoch als erwiesen, dass der Stift im Kanal mindestens so lang sein muss wie die klinische Krone, um einen Langzeiterfolg zu gewährleisten (Freesmeyer, 1995; Hofmann, 1985; Sörensen und Martinoff, 1984). Als ideal gilt gemeinhin, wenn der Stift eine Länge von  $\frac{2}{3}$  der Wurzel aufweist (Freesmeyer, 1995; Stark, 2000). Jedoch steht dem die Forderung gegenüber, mindestens 4-5mm apikale Wurzelfüllung zu belassen, um einen bakteriendichten Verschluss des Kanals zu gewährleisten (Bourgeois und Lemon, 1981; Kvist et al., 1989; Magura et al., 1991; Mattison et al., 1984; Portell et al., 1982; Zmener, 1980).

Bei der Auswahl des Stiftdurchmessers und des Stiftdesigns muss einerseits die Anatomie der Wurzel berücksichtigt werden, andererseits darf kein zu dünner Stift eingesetzt werden, um Frakturen des Stiftes vorzubeugen. Dennoch muss der Stiftdurchmesser so klein wie möglich gewählt werden (Robbins, 2002), denn es gilt zu bedenken, dass der entscheidende Parameter für die Stabilität eines Zahn-Stift-Systemes der Zahnhartsubstanzrestbestand ist (Robbins, 2000). Ein zu gross

gewählter Stiftaufbau würde den Zahn somit schwächen, anstatt ihn zu stärken (Assif et al., 1993; Cormier et al., 2001; Ko et al., 1992).

Bei konventionell zementierten Stiften und bei konischen Stiften ist es nötig, im zervikalen Kanalanteil eine ca. 2mm tiefe, ovale Vertiefung zu präparieren, welche als Abstützung und als Verdrehenschutz gleichermaßen dient (Gutmann, 1977; Schmeißner, 1983; Shillingburg et al., 1970).

Bei den adhäsiv zementierten Stiftsystemen kann zunehmend substanzschonender präpariert werden, es gelten die selben Vorteile wie bei adhäsiven restaurativen Füllungsmaterialien (Edelhoff et al., 2002).

Bei der Präparation der Kavität für die Aufnahme eines Stiftes entsteht Hitze durch Reibung des Normbohrers an der Kanalwand (Eriksson und Sundstrom, 1984; Hussey et al., 1997; Romero et al., 2000; Saunders und Saunders, 1989; Tjan und Abbate, 1993; Weller et al., 1996). Während einige Studiengruppen zu dem Ergebnis kommen, dass die auftretenden Temperaturen gering sind und keine Gefahr für Zahn und Zahnhalteapparat darstellen (Tjan und Abbate, 1993; Weller et al., 1996), sehen andere in der Hitzeentwicklung eine potentielle Gefährdung für das Parodontium (Eriksson und Sundstrom, 1984; Hussey et al., 1997; Saunders und Saunders, 1993).

So konnten Saunders und Saunders (1989) Temperaturerhöhungen von bis zu 31°C zeigen, in der Studie von Eriksson und Sundstrom (1984) zeigten sich sogar Temperaturen von bis zu 87°C. Untersuchungen zu den bei der Stiftbohrung auftretenden Dehnkräften liegen nicht vor. Es gibt jedoch Studien zur Inzidenz von vertikalen Wurzelfrakturen nach lateraler und vertikaler Kondensation von Wurzelfüllmaterialien (Hong et al., 2003; Lertchirakarn et al., 1999; Lertchirakarn et al., 2003; Obermayr et al., 1991; Telli und Gulkan, 1998; Telli et al., 1999; Toparli et al., 2000; Wilcox et al., 1997). Obermayr et al. (1991) untersuchten die Inzidenz von vertikalen Zahnfrakturen nach dem konventionellen Zementieren von Metallstiften.

## **1.2.4 Stiftsysteme**

### **1.2.4.1 Stiftaufbauten aus Metall**

Stiftaufbauten aus Metall sind alt bewährt und waren lange Zeit die Methode der Wahl für stark zerstörte devitale Zähne (Federick, 1974; Shillingburg und Kessler, 1982). Sie werden als konfektionierte, halbkonfektionierte oder individuelle Systeme aus Nichtedelmetall- oder Edelmetalllegierungen hergestellt.

Ihr Vorteil liegt in ihrem hohen Frakturwiderstand (Martinez-Insua, 1998; Pleims, 1994; Sidoli et al., 1997) aufgrund hoher Festigkeit. Nachteilig ist jedoch der hohe Elastizitätsmodul, der deutlich über dem von Dentin liegt. Dadurch werden bei Belastung die Kräfte konzentriert auf einzelne Dentinareale übertragen (Assif et al., 1989; Pierrisnard et al., 2002), woraus häufig Wurzelfrakturen resultieren, die eine Zahnextraktion zur Folge haben (Cormier et al., 2001; Heydecke et al., 2002; Martinez-Insua et al., 1998; Pleims, 1994; Sidoli et al., 1997).

Ein weiterer Nachteil liegt im ästhetischen Bereich. Metallische Stiftaufbauten sind nicht als Aufbau unter vollkeramischen Restaurationen geeignet.

Die hohe Transluzenz der Keramik bewirkt ein Durchschimmern des Metallaufbaus.

Um Korrosionserscheinungen zu vermeiden, sollten nach gemeinsamer Stellungnahme von DGZMK und DGZ (Edelhoff et al., 2002) zur Herstellung gegossener Stiftaufbauten Titan, Gold-Platin- und Gold-Iridium-Legierungen verwendet werden.

Ein weiteres Problem von Metallstiften ist ihre stark eingeschränkte Revidierbarkeit im Falle eines apikalen Entzündungsgeschehens oder aufgrund von Sekundärkaries. Oft gelingt es nicht die Stiftaufbauten zu entfernen und wenn es gelingt, ist der Vorgang mit einer starken Schwächung der Zahnhartsubstanz verbunden, da der Stift mit einem Trepanbohrer umbohrt werden muss (Meiners und Lehmann, 1998).

Es liegen viele klinische Langzeitstudien zu metallenen Stiften vor. Die Misserfolgsrate ist stark abhängig von Stiftdesign (Sörensen und Engelman, 1990; Sörensen und Martinoff, 1984; Weine et al., 1991), von Verhältnis Kronenlänge zu Stiftlänge (Weine et al., 1991) und von der Herstellungsmethode.

Die Misserfolgsrate lag bei einer Untersuchung von Weine (1991) über einen Zeitraum von 10 Jahren von 138 Stiftversorgungen an 51 Patienten bei 1,4% auf Grund von Wurzelfrakturen.

Ein großer Vorteil von individuellen metallischen Stiftaufbauten liegt in der Möglichkeit Stift und Aufbau zueinander zu angulieren und so die Einschubrichtung des Aufbaus zu verändern und der Restbeziehung anzupassen.

#### **1.2.4.2 Stiftaufbauten aus faserverstärktem Kunststoff**

Wie oben beschrieben, weisen die altbewährten Stiftaufbauten aus Metall erhebliche Unterschiede in ihren Materialeigenschaften zu denen von Dentin auf. Daraus resultierte Anfang der achtziger Jahre des letzten Jahrhunderts der Wunsch, Stifte mit biomechanischen Eigenschaften zu entwickeln, die denen des Dentins ähnlich sind (Goldberg und Burstone, 1992; King und Setchell, 1990; Tjan et al., 1991). Dabei wurde die Gruppe der faserverstärkten Kunststoffstifte entwickelt, anisotrope Werkstoffe, die sich durch unterschiedliche Belastbarkeit je nach Faserart, Faserausrichtung und Kraftwinkel auszeichnen. Bei einem Belastungswinkel zwischen  $25^\circ$  und  $90^\circ$  ist der E-Modul der Kunststoffmatrix (3-4 GPa) maßgebend. Hier sind somit E-Modul-Werte zu erwarten, welche niedriger sind als jene von Dentin (Schepperheyn, 2002). Ausserdem nimmt man an, dass unter einer Biegebeanspruchung eine Spannungsreduktion durch eine Umorientierung der Fasern erreicht wird. Diesen Effekt bezeichnet man auch als Kraftflusslenkung (Eichner, 1985; King und Setchell, 1990).

Bei einem Winkel von  $90^\circ$  stellt sich der E-Modul von faserverstärkten Stiften wie folgt dar: karbonfaserverstärkte Stifte haben einen E-Modul, der etwas niedriger ist als der von glasfaserverstärkten Epoxidharzstiften. Somit haben Karbonfaserstifte eine etwas höhere Zugfestigkeit als Glasfaserstifte (Schepperheyn, 2002).

Die hohe Dehnbarkeit bei geringer Spannung soll es den Stiften ermöglichen, eine homogene Einheit mit dem adhäsiven Befestigungsmaterial, dem Aufbau und dem Dentin einzugehen, begünstigt noch durch den adhäsiven Verbund zwischen Komposit und Epoxidharzmatrix (Mendoza und Eakle, 1994; Pest et al., 2002). Es konnte jedoch

gezeigt werden, dass der adhäsive Halt der Kompositaufbauten zu den faserverstärkten Stiften dem mechanischen Verbund von Komposit zu makroretentiven Metallstiften unterlegen ist (Purton und Love, 1996; Purton und Payne, 1996; Robbins, 2002). Versuche, die Retention durch Einkerbungen im faserverstärkten Stift zu erhöhen, führten zu einer zu großen Schwächung der Stifte (Love und Purton, 1996). In Biokompatibilitätsuntersuchungen zeigten die faserverstärkten Kunststoffstifte eine hohe Körperverträglichkeit (Torbjorner et al., 1996). Ein weiterer Vorteil der Glasfaserstifte neben ihren guten biomechanischen Eigenschaften ist ihre gute Entfernbarekeit (Ferrari et al., 2000; RTD, 1994). Die Entfernbarekeit wird durch die Faserausrichtung erleichtert. Die parallel in die Matrix eingebetteten Fasern führen das zum Revidieren ausgewählte Instrument gleichsam im Kanal, was das Risiko einer Wurzelperforation stark herabsetzt (De Rijk, 2000). Verwendet man zur Entfernung genormte Bohrer ist es möglich, Stifte gleichen Durchmessers wie der des Entfernten wieder einzusetzen, da keine Schwächung der Wurzel auftritt (De Rijk, 2000; Sidoli et al., 1997). Nach Art der in der Epoxidharzmatrix eingebetteten Fasern unterscheidet man glas- und karbonfaserverstärkte Stiftsysteme.

#### **1.2.4.2.1 Glasfaserstifte**

Glasfaserstifte bestehen aus Glasfasern verschiedener Güte, eingebettet in eine Kunststoffmatrix.

Sie sind unter dem Aspekt der Ästhetik in der vollkeramischen Restaurationstechnik den Karbonfaserstiften überlegen (Akkayan und Gulmez, 2002; Robbins, 2002; Rosentritt et al., 2000). Dies resultiert zum Einen aus der weissen Farbe, zum Anderen aus den guten lichtleitenden Eigenschaften von Glasfasern. Die gute Lichtleitfähigkeit ermöglicht zugleich ein Aushärten des Befestigungszementes auch in tieferen Kanalabschnitten mittels UV-Licht (Vichi et al., 2001).

Über die Eigenschaften der Fasern lassen sich somit die Eigenschaften des Stiftes beeinflussen: Zug-, Druck-, Biege- und Schlagfestigkeit lassen sich über die Qualität der Fasern (A-Glas, E-Glas, usw.) aber auch über den Volumenanteil der Fasern und über deren Verbund zum Kunststoff regulieren (Janda, 1990). So sind Glasfaserstifte zwar



chemisch sehr beständig und besitzen eine hohe Zugfestigkeit, sind allerdings, besonders im Vergleich zu Karbonfasern, relativ spröde (ca. 2-mal so spröde wie Karbonfasern) (Triolo et al., 1999).

In labortechnischen Studien zeichnet sich ab, dass Glasfaserstifte zwar eine niedrigere Bruchfestigkeit aufweisen als Metallstifte, jedoch höhere Werte erreichen als keramische Stifte (Akkayan und Gulmez, 2002; Cormier et al., 2001; Rosentritt et al., 2000).

Als vorteilhaft ergibt sich jedoch bei Bruchlastversuchen die Tatsache, dass Zähne mit Glasfaserstiften häufiger auf eine Art und Weise frakturieren, die eine Neuversorgung zulässt, als dies bei Zähnen mit metallischen und keramischen Stiften der Fall ist (Akkayan und Gulmez, 2002; Cormier et al., 2001).

#### **1.2.4.2.2 Karbonfaserstifte**

Karbonfaserstifte sind seit 1989 auf dem Markt erhältlich. Es sind somit die am meisten untersuchten Faserstiftsysteme. Ihre beiden großen Nachteile sind die schwarze Farbe sowie ihre fehlende Röntgendichtigkeit. Aufgrund der Farbe sind Karbonfaserstifte im ästhetischen Bereich schlecht geeignet, die fehlende Radioopazität wird mittlerweile durch radioopake Befestigungszemente ausgeglichen (Raygot et al., 2001).

Hinsichtlich der Frakturwiderstände von Karbonfaserstiften im Vergleich zu anderen Stiftmaterialien liegen viele Studien mit zum Teil kontroversen Ergebnissen vor: während einige Untersuchungen, u.a. von Ottl (2002), auf höhere Frakturwiderstände bei mit Karbonfaserstiften versorgten Zähnen als bei solchen mit metallischen Stiften hinweisen (Dean et al., 1998; Isidor und Brondum, 1992; King und Setchel, 1990), zeigten andere Untersuchungen, allen voran Sidoli et al. (1997), dass der Frakturwiderstand der Metallstifte wesentlich höher ist (Hollis et al., 1999; Martinez-Insua, 1998; Wong et al., 1999).

Wieder andere, wie McDonald et al. (1990) fanden keine signifikanten Unterschiede der Frakturwiderstände (Möllersten et al., 2002; Raygot et al., 2001).

Anders verhält es sich bei der Wurzelfrakturnrate: diese wird einheitlich als sehr gering angegeben, ebenso wird übereinstimmend festgestellt,



dass die auftretenden Brüche für den Zahn in einer so günstigen Art und Weise erfolgen, dass der Zahn mit Hilfe eines neu eingebrachten Stiftes weiterversorgt und erhalten werden kann (Dean et al., 1998; Hollis et al., 1999; King und Setchell, 1990; Mannocci et al., 1999; Martinez-Insua et al., 1998; Sidoli et al., 1997).

Torbjorner et al. (1996) fanden heraus, dass durch Wasserlagerung und Temperaturlastwechsel in Laboruntersuchungen eine Verschlechterung der biomechanischen Eigenschaften eintrat. Dies wurde durch Dietchi et al. (1997) bestätigt.

Erste klinische Untersuchungen von Ferrari et al. (2000) zeigen gute Ergebnisse mit Karbonfaserstiften.

#### **1.2.4.3 Stiftaufbauten aus Keramik**

Die Vorteile des keramischen Werkstoffes liegen in seiner ausgezeichneten Biokompatibilität (Akagawa et al., 1993; Ichikawa et al., 1992; Marxkors und Meiners, 2001; Meiners und Lehmann, 1998) und seiner hervorragenden ästhetischen Eignung (Berg und Hammer, 1992; Edelhoff et al., 1997; Edelhoff et al., 1998; Koutayas und Kern, 1999; Meyenberg et al., 1995; Sieber, 1998; Simon, 1995). Zudem unterliegt Keramik keinerlei Korrosion (Christel et al., 1989).

Die Nachteile sind die hohe Sprödbbruchanfälligkeit, die hauptsächlich für das Versagen keramischer Stifte verantwortlich ist, sowie die - wenn überhaupt mögliche - nur unter großem Zahnhartsubstanzverlust durchführbare Revidierbarkeit nach Stiftfraktur (Asmussen et al., 1999; Ferrari et al., 2000).

Es gibt unterschiedliche Arten von Keramiken und unterschiedliche Herstellungsverfahren. Das zunächst entwickelte Gussystem Dicor® erwies sich aufgrund zu geringer Biegefestigkeit (Kelly et al., 1996) als ungeeignet für die Stiftherstellung, ebenso wie die später entwickelte, hochfeste glasinfiltrierte Aluminiumoxidkeramik In-Ceram®, die aufgrund der starken Scherbelastung im Frontzahnggebiet nur eingeschränkt empfohlen wurde (Kappert und Knöde, 1991).

Neuester Vertreter der keramischen Werkstoffe ist die Zirkoniumoxidkeramik, eine Hochleistungskeramik ohne Glasanteil, zudem röntgenopak. Sie besteht aus dichtgepackten Oxidpartikeln, welche Rissbildungen

stoppen oder umleiten und so ein Risswachstum unter Zugbelastung weitestgehend verhindern oder zumindest soweit verlangsamen, dass ein Bruch aufgehalten oder stark verzögert wird (Marxkors und Meiners, 2001; Meiners und Lehmann, 1998; Paul und Schärer, 1996).

In einer Studie von Rosentritt et al. aus dem Jahre 2000 zeigten glas-keramische Empress-Stifte schlechtere Frakturwiderstandswerte als der Zirkonoxidkeramikstift CosmoPost®, welcher wiederum schlechtere Werte aufwies als gegossene metallische Stifte. Dies liegt darin begründet, dass es bei Metallen zu einer reversiblen Verformung kommt, wenn die Dehngrenze erreicht ist, während Keramik bei Erreichen der Dehngrenze sofort bricht; es kommt zu fast keiner elastischen Deformation aufgrund der hohen Steifigkeit der Keramik (Geis-Gerstorfer und Kanjantra, 1992; Meyenberg et al., 1995).

Akkayan (2002) hat sowohl für Metall- als auch für Keramikstifte Frakturen beobachtet, die eine Wiederversorgung der Zähne nicht erlauben.

Bei Vergleichen von Keramikstiften mit Faserstiften zeigten sich signifikant mehr Frakturen der mit Keramikstift versorgten Zähne (Mannocci et al., 1999).

Die vorliegenden klinischen Studien zeigen durchweg gute Ergebnisse für mit Keramikstiften versorgte Zähne (Edelhoff et al., 1998; Kakehashi et al., 1998; Kern und Knode 1991; Kern et al., 1998; Meyenberg et al., 1995).

### **1.2.5 Befestigungszemente**

Zur Befestigung der Stiftaufbauten im erweiterten Wurzelkanal steht eine Vielzahl von Zementen zur Verfügung. In Abhängigkeit vom verwendeten Stiftsystem kommen konventionelle oder adhäsive Zemente zum Einsatz.

Goldman et al. (1984) und Hudis und Goldstein (1986) konnten bei beiden Systemen zeigen, dass es von Vorteil ist, wenn der Zement mit einem rotierenden Instrument, einem Lentulo, in den Wurzelkanal eingebracht wird, man anschließend den Stift beschickt und dann in den Kanal einbringt. So wird eine gleichmäßige Verteilung des Zementes sichergestellt (Robbins, 2002).

Der am besten erprobte und bewährte konventionelle Zement ist der Zinkoxidphosphatzement, der sich durch gute Verarbeitbarkeit und günstige Materialeigenschaften auszeichnet. So hat er gute Fließeigenschaften sowie eine geringe Schichtdicke (Viohl, 1985). Weiter hat sich für das konventionelle Zementieren der Glasionomerzement bewährt. Sein Vorteil liegt in einer höheren Haftung an der Zahnhartsubstanz, nachteilig ist seine hohe anfängliche Empfindlichkeit gegenüber Feuchtigkeit (Viohl, 1985).

Phosphatzement und Glasionomerzement sind sich in ihren Materialeigenschaften ähnlich, sie unterscheiden sich nicht signifikant in Bezug auf ihr Retentions- und Widerstandsverhalten (Chan et al., 1993; Duncan und Pameijer, 1998; Krupp et al., 1979).

Dem gegenüber stehen die adhäsiven Zemente: hier kommen Dentinadhäsive, also Haftvermittler zwischen organischer Zahnhartsubstanz und anorganischer Kunststoffmatrix zum Einsatz, um den Stift über ein Befestigungskomposit am Zahn zu verankern. Im Laufe der Jahre wurden die Adhäsivsysteme stetig weiter entwickelt. Ihnen zu Grunde liegt das Prinzip, dass das Dentin durch eine schwache Säure demineralisiert wird und über den Haftvermittler ein Verbund zum Kunststoff hergestellt wird. Dieser Bereich des demineralisierten, kunststoffinfiltrierten Dentins wird als Hybridschicht bezeichnet.

Kunststoffzemente gibt es in den Variationen chemisch-, licht- oder dualhärtend (Marxkors und Meiners, 2001). Im Vergleich zu Füllungskompositen haben sie einen verringerten Anteil an anorganischen Füllstoffen, um ihre Viskosität zu senken (Paul und Schärer, 1996).

Kompositzemente weisen eine höhere Retention auf als konventionelle Zemente (Assif et al., 1989; Duncan und Pameijer, 1998; Mendoza und Eakle, 1994; Standlee und Caputo, 1993).

Während bei Abzugsversuchen ähnliche Werte für Phosphat-, Glasionomer- und Kunststoffzemente ermittelt wurden (Love und Purton, 1998; Mendoza und Eakle, 1994), erhielten Mendoza et al. (1997) bei Bruchbelastungsversuchen im 60° Winkel wesentlich höhere Widerstandswerte für den Kunststoffzement Panavia® als für Phosphatzement.

### 1.2.6 Begriffe aus der Werkstoffkunde

Zum besseren Verständnis des Verhaltens der verwendeten Materialien im Belastungsversuch sollen im Folgenden einige essentielle Begriffe der mechanischen Werkstoffprüfung geklärt werden (Finger, 1985).

#### Festigkeit und Spannung

Die Festigkeit ist der Formänderungswiderstand eines Materials. Er beruht auf Molekularadhäsion. Sie wird auch als Spannung ( $\delta$ ) bezeichnet und ist definiert als Kraft pro Fläche [ $1 \text{ N/m}^2 = 1 \text{ Pa}$ ]. Je nach Richtung der einwirkenden Kraft wird unterschieden in Druck-, Zug-, Schub-, Biege- oder Torsionsfestigkeit. In den meisten Fällen, in denen von Festigkeit gesprochen wird, handelt es sich um die Bruchfestigkeit von Materialien.

#### Dehnung

Dehnung ( $\varepsilon$ ) ist die unter Kraft auftretende Deformation eines Probekörpers. Sie ist definiert als das Verhältnis der Längenänderung zur Ausgangslänge [ $\text{m/m}$ ]. Die Dehnung kann plastisch sein, das heißt, sie ist irreversibel, der Körper bleibt verformt, sie kann aber auch elastisch sein, dann ist sie der Spannung proportional und geht nach Entlastung des Körpers vollständig zurück.

#### Steifigkeit

Steifigkeit ist definiert als das Verhältnis von Spannung zu Dehnung. Ihr Maß ist der Elastizitätsmodul (E-Modul). Der E-Modul ist der Proportionalitätsfaktor zwischen Spannung und Dehnung und hat seine Gültigkeit in der Phase der elastischen, reversiblen Dehnung. In dieser Phase gilt das Hook'sche Gesetz:  $\delta = E \cdot \varepsilon$  [ $\text{N/mm}^2 = 10^6 \text{ Pa}$ ].

Für den E-Modul (E) gilt dann:  $E = \delta / \varepsilon$ .

## Elastizitätsmodul

Der (selten auch: das) Elastizitätsmodul (kurz E-Modul), auch Young's Modulus genannt, ist ein Materialkennwert aus der Werkstofftechnik, der den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung bei der mechanischen Beanspruchung eines festen Körpers bei einer reversiblen Verformung beschreibt. Der Zahlenwert des Elastizitätsmoduls ist um so größer, je mehr Widerstand ein Material seiner Verformung entgegensetzt. Ein Material mit hohem E-Modul ist also steif, ein Material mit niedrigem E-Modul ist weich.

Der Elastizitätsmodul ist als Steigung des Graphen im Spannungs-Dehnungs-Diagramm innerhalb des Elastizitätsbereichs definiert.

$$E = \frac{d\sigma}{d\epsilon}$$

Dabei bezeichnet  $\sigma$  die mechanische Spannung (Zugspannung, nicht Schubspannung) und  $\epsilon$  die Dehnung. Die Dehnung ist das Verhältnis von Längenänderung zur ursprünglichen Länge. Die Einheit ist die einer Spannung:

E in N/mm<sup>2</sup> , richtiger in SI-Einheiten: E in N/m<sup>2</sup>

Bei linearem Verlauf des Spannungs-Dehnungs-Graphen (Proportionalitätsbereich) gilt:

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon}$$

Anschaulich kann man sich den Elastizitätsmodul als diejenige Zugspannung vorstellen, die das Material auf seine doppelte Länge dehnen würde.

Häufig wird der Elastizitätsmodul als Materialkonstante bezeichnet. Der Elastizitätsmodul ist aber nicht im wörtlichen Sinne konstant, sondern hängt von verschiedenen Umgebungsbedingungen wie z. B. dem Druck oder der Temperatur ab, die auf die Materialeigenschaften Einfluss haben.

## Zugfestigkeit

Zugfestigkeit  $\delta_B$  ist definiert als die höchste bis zum Bruch auftretende Nennspannung, also die auf den Anfangsquerschnitt des Körpers bezogene Kraft. Bis zum Erreichen der Zugfestigkeit findet eine gleichmäßige Querschnittsverringering über die gesamte Länge des Probenkörpers statt, es treten keine lokalen Einschnürungen auf.

## Duktilität

Duktilität oder Dehnbarkeit ist eine Bezeichnung der Materialverformbarkeit und ist definiert als die plastische Verformbarkeit bei Erreichen der Zugfestigkeit.

## Sprödigkeit

Sprödigkeit ist ebenfalls eine Bezeichnung der Materialverformbarkeit. Spröde Werkstoffe besitzen entweder keine oder nur eine sehr geringe Verformbarkeit.

## Biegung

Der Begriff der Biegung beinhaltet eine ungleichmäßige Spannungsverteilung mit unterschiedlichen Längenänderungen der einzelnen Fasern. An der konkaven Seite des Körpers entsteht Druckspannung, an der konvexen Seite tritt Zugspannung auf. In der Mittelachse des Körpers befindet sich eine neutrale, spannungsfreie Zone. Die Bestimmung der Biegefestigkeit ( $\delta_{bB}$ ) für spröde Materialien erfolgt durch den Quotienten aus Biegemoment ( $M_B$ ) beim Bruch der Probe und deren Widerstandsmoment ( $W$ ):  $\delta_{bB} = M_{B_{\max}} / W \text{ [N/mm}^2\text{]}$ .

## **2. Material und Methode**

### **2.1 Allgemeines**

Es wurden Zähne mit nicht abgeschlossenem Wurzelwachstum auf ihr Belastungsverhalten bei der Pilot- und Normbohrung für Stifte, bei der Einprobe und beim Zementieren der Wurzelstifte untersucht. Zusätzlich zu der bei der Pilot- und Normbohrung zu erwartenden Dehnung soll die entstehende Erwärmung der Zahnwurzel gemessen werden. Dieses Kapitel beschreibt in Abschnitten die verwendeten Materialien sowie das Vorgehen.

### **2.2 Die Versuchsgruppen**

Es wurden fünf verschiedene Versorgungsarten auf ihre Bruchfestigkeit untersucht. Diese Versorgungsarten sind:

- Gruppe 0: Vorversuche: wie Gruppe 4
- Gruppe 1: Konfektionierter Zirkonoxidstift, adhäsiv zementiert mit Panavia F 2.0® mit Kompositaufbau (CeraPost®)
- Gruppe 2: Konfektierte glasfaserverstärkte Epoxidharzstifte, adhäsiv zementiert mit Panavia F 2.0® mit Kompositaufbau (ParaPost® Fiber White®)
- Gruppe 3: Konfektierte Karbonfaserstifte, adhäsiv zementiert mit Panavia F 2.0® mit Kompositaufbau (ComposiPost®)
- Gruppe 4: Direkte Versorgung des Kanallumens und der Krone mit Komposit ohne Verwendung eines Stiftes (Tetric®)
- Gruppe 5: Individueller gegossener Stift, zementiert mit Phosphatzement (Phantom-Metall®)

## **2.3 Materialien**

### **2.3.1 Zahnmaterial**

Zur Durchführung der Versuche wurden obere Frontzähne verwendet. Da es nicht möglich war, Zähne mit frakturierter Krone und nicht abgeschlossenem Wurzelwachstum in entsprechend benötigter Anzahl zu sammeln, wurden für die Versuche obere mittlere Schneidezähne verwendet und wie unten erläutert modifiziert.

Diese Zähne sind von ihrer Größe und Form des Wurzelquerschnitts am besten geeignet, um eine gleichmäßige Ausschachtung des Wurzelkanals zu erreichen. Zudem sind vor allem die oberen mittleren und seitlichen Schneidezähne die in der Regel von der realen Problematik betroffenen Zähne.

Bei der Auswahl der Zähne wurde auf eine ausreichende Länge der Wurzel von mindestens 14mm sowie auf eine Frakturfreiheit der Wurzel geachtet; die Unversehrtheit der Wurzeloberfläche wurde mit Hilfe einer Lupe (10x) überprüft. Auch war eine Karies- und Restaurations- / Füllungsfreiheit der Wurzel Voraussetzung.

Zunächst wurde die Länge der Zähne gemessen. Ziel war es, bei allen Zähnen eine einheitliche Länge von 12mm zu erreichen. Nach dem Vermessen wurde die Krone mittels einer diamantierten Trennscheibe an der approximalen Schmelz-Zement-Grenze dekapitiert.

Um einen Zahn mit nicht abgeschlossenem Wurzelwachstum zu simulieren, musste der Wurzelkanal des entsprechenden Zahnes stark erweitert werden. Hierbei haben sich Ledge-Diamanten im Winkelstück als das beste Hilfsmittel zur Erweiterung des Kanals erwiesen. Nach dem Aufsuchen des Wurzelkanals erfolgte eine Erweiterung des Kanals in apikaler und lateraler Richtung unter Wasserkühlung (50ml/min).

Mit einem modifizierten Tasterzirkel, bei dem das Arbeitsteil verkleinert und verlängert wurde, wurde die Wand des Kanals auf eine einheitliche Dicke von 1mm überprüft. Toleranzen  $\pm 0,2\text{mm}$  wurden zugelassen. Auch der offene Apex wurde simuliert, indem die apikalen 2mm einer jeden Wurzel abgetrennt wurden.

Nun wurde mittels Guttapercha ein apikaler Abschluss eingebracht, der die unteren 4mm des Kanals auffüllt und als Wurzelfüllung dient. Der verbliebene Kanal wurde mit Alkohol gereinigt und anschließend



für die Aufnahme des Stiftes vorbereitet.

Nach Ausschachtung und Wurzelfüllung wurden der Dehnungs-Mess-Streifen (DMS) sowie das Thermoelement aufgeklebt. Der DMS wurde im mittleren Wurzeldrittel mit einem Spezialkleber für Dehnungs-Mess-Streifen (Fa. HBM) befestigt. Das Thermoelement wurde ebenfalls mit dem Spezialkleber neben den DMS geklebt. Anschließend wurden die so vorbereiteten Zähne mit Silikon (Fa. DMG, HoneyGum® MixStar Heavy®) im Kunststoffprobenhalter eingebettet. Die Ummantelung mit einer Silikonschicht sorgte für einen stabilen Sitz des Zahnes und ermöglichte gleichzeitig ein Entfernen des Zahnes aus dem Kunststoffprobenhalter.

### 2.3.2 Stiftsysteme

Die zur Anwendung kommenden Stiftsysteme, die Aufbaumaterialien sowie die verwendeten Zemente sollen im Folgenden in einer tabellarischen Übersicht dargestellt werden (siehe Tabelle 1), bevor im weiteren Verlauf des Kapitels auf jede Gruppe detailliert eingegangen wird.

Tab. 1: Übersicht der verwendeten Materialien: Stiftsysteme, Aufbaumaterial, Zemente

Stiftmaterial	Stiftsystem	Aufbau	Zement
Metall	Individuell	Metall	Phosphatzement
Glasfaser	ParaPost® FiberWhite®	Tetric, direkt	Panavia F 2.0®
Karbonfaser	RTD ComposiPost®	Tetric, direkt	Panavia F 2.0®
Zirkonoxidkeramik	ER CeraPost®	Tetric, direkt	Panavia F 2.0®
Komposit	Vivadent Ivoclar Tetric®	Tetric, direkt	Syntac Classic®

### 2.3.2.1 Metallstifte

Die Metallstifte wurden für diese in-vitro Studie aus Phantom-Metall der Fa. Degussa gefertigt. Dieser dentale Übungswerkstoff kommt in seinen Eigenschaften den herkömmlich verwendeten Edelmetall-Legierungen sehr nahe. Seine Zusammensetzung in Massenprozent besteht zu 78,5% aus Kupfer, zu 10% aus Zink, 9% Zinn und 2,5% Kobalt. Härte, Dehngrenze, E-Modul und Schmelzintervall liegen im Bereich derer von hochgoldhaltigen Edelmetall-Legierungen (Marxkors und Meiners, 2001). Die Werte können Tabelle 2 entnommen werden. Zur Herstellung der gegossenen Stiftaufbauten wurden ausbrennbare Stifte des ParaPost® Systems (Fa. ColtèneWhaledent) verwendet. Sie sind zylindrisch und weisen einen Durchmesser von 1,2mm auf. Die zylindrischen Stifte wurden mit einem ausbrennbaren Kunststoff für die Gusstechnik, dem PatternResin® (Fa. GC®) individualisiert. Gleichzeitig wurde ein Aufbau aus PatternResin® modelliert. Anschließend wurden die modellierten Stifte im Schleudergussverfahren in Metall gegossen.

Tab. 2: Materialeigenschaften der Legierung Phantom-Metall®

Dichte	Härte	Zugfestigkeit	Dehngrenze	Bruchdehnung	Schmelzintervall	Guss-temperatur
9 g/cm <sup>3</sup>	HV5 130	400 MPa	230 N/mm <sup>2</sup>	50%	900° - 1030° C	1100° - 1150° C

### 2.3.2.2 Glasfaserstifte

Glasfasern sind amorphe Fasern, die aus geschmolzenem Glas gewonnen werden. Hierbei können verschiedene Verfahren zur Anwendung kommen, zum Beispiel das Düsenziehverfahren, der Zieh-Reck-Brechprozess, oder das Spritzpressen.

Verwendet wurde das System ParaPost® Fiber White® (Fa. Coltène Whaledent). Die Stifte sind zylindrisch. Sie bestehen zu 42% Vol. aus Glasfasern, zu 29% Vol. aus Kunststoff und zu 29% Vol. aus Füllstoffen. Der Fiber White® Stift fördert durch seine Zusammensetzung und

seine makro- und mikroretentive Oberfläche einen starken mechanischen und adhäsiven Verbund mit Kompositzement und Aufbaumaterial. Sein mittlerer Frakturwiderstand liegt bei 71,99kg, seine Biegebruchfestigkeit liegt bei 990MPa und sein E-Modul beträgt 29,2GPa.

Für die Verarbeitung des ParaPost® Fiber White® werden die normalen Bohrer von ParaPost® angewendet. Es gibt folgende Stiftdurchmesser: 1,14mm; 1,25mm mit je 15mm Länge; 1,4mm und 1,5mm mit je 15,5mm Länge. Zu jeder Größe gibt es einen Vorbohrer.

Hier kamen die Stifte mit 1,5mm Durchmesser zum Einsatz.

### **2.3.2.3 Karbonfaserstifte**

Karbonfaserverbundmaterialien zeichnen sich durch ihre günstigen Materialeigenschaften aus. Sie besitzen eine hohe Bruchfestigkeit bei einem vergleichsweise niedrigen E-Modul. Diese und andere Eigenschaften (leicht, hohe Ermüdungsgrenze, Korrosionsbeständigkeit) ließen Karbonfasern nach ihrem Einsatz in der Weltraum- und Automobiltechnik auch in der Zahnmedizin als Verstärkungsmaterial für Stiftaufbauten zum Einsatz kommen.

In dieser Studie wurde das Stiftsystem CompositPost® der Fa. RTD benutzt.

Sie bestehen zu 65% Vol. aus Karbonfasern und zu 36% Vol. aus Epoxidharzkunststoff. Die Karbonfasern weisen einen durchschnittlichen Durchmesser von 8µm auf und sind beim Einbetten in die Kunststoffmatrix vorgespannt. Die Kunststoffmatrix ermöglicht einen chemischen Verbund zu Kunststoffzement und Aufbaukomposit.

Die Oberfläche wird nach Fertigstellung der Stifte maschinell bearbeitet. Die mikromechanische Retentionskraft der Stiftoberfläche beträgt 18 - 27MPa.

Bei einem Belastungswinkel von 30° weisen sie einen E-Modul von 17,5GPa auf, insgesamt bewegt sich der E-Modul je nach Belastungswinkel in Bereichen zwischen 17 und 47GPa.

Sie haben eine doppelt zylindrische Form mit zwei unterschiedlichen Durchmessern, am Übergang der beiden zylindrischen Anteile sowie an der Stiftspitze ist ein kurzer konischer Anteil zu finden.

Die Stifte gibt es in drei Größen mit den Durchmessern 1,0/1,4mm;

1,2/1,8mm und 1,4/2,1mm.

In dieser Studie kamen die Stifte mit dem Durchmesser 1,4/2,1mm zum Einsatz.

#### 2.3.2.4 Keramikstifte

Die verwendeten Keramikstifte des Systems CeraPost® der Fa. Komet bestehen aus Zirkonoxid-Hochleistungskeramik. Die Materialzusammensetzung lautet 94,4% Zirkonoxid und 5,1% Yttriumoxid (siehe Tab. 3). Keramische Stifte zeigen eine hohe Biokompatibilität (Akagawa et al., 1993; Ichikawa et al., 1992). Die Stifte weisen eine Biegebruchfestigkeit von 820MPa und einen E-Modul von 200GPa auf.

Es handelt sich um ein zylindrokongisches System. Die Stifte werden in drei verschiedenen Durchmessern angeboten: ISO 050, ISO 090 und ISO 110. Die Stifte Größe ISO 110 kamen zum Einsatz.

Tab. 3: Materialzusammensetzung von Zirkonoxid-Keramik in Gew.-%

$\text{ZrO}_2 + \text{HfO}_2 + \text{Y}_2\text{O}_3$	> 99%
$\text{Y}_2\text{O}_3$	4,5 - 5,4%
$\text{HfO}_2$	< 5,0%
$\text{Al}_2\text{O}_3$	< 0,5%

#### 2.3.3 Zemente

Um die Stiftaufbauten in den Wurzelkanälen zu verankern wurden die von den Herstellern empfohlenen herkömmlichen, mechanisch verankernden Zemente oder die chemisch- oder dualhärtenden adhäsiven Befestigungskomposite benutzt. Eine Übersicht gibt Tabelle 1.

Um die gegossenen individuellen Metallstifte zu zementieren, wurde Zinkoxidphosphatzement (Harvard-Zement, normalhärtend) eingesetzt. Der Komposit in dem nur mit Kunststoff versorgten Zähnen wurde mit dem Adhäsivsystem Syntac Classic® der Fa. Ivoclar Vivadent im Verbund mit der Säure-Ätz-Technik gebondet. Bei der adhäsiven Verankerung der Keramik- und Faserverbundstiftsysteme kam der dualhärtende, auf BisGMA basierende, Kunststoffzement Panavia F 2.0® der Fa.

Kuraray, im Verbund mit dem zugehörigen „all-in-one“ Adhäsivsystem ED Primer® des gleichen Herstellers zum Einsatz. Eine separate Ätzung der Wurzeloberfläche war hier nicht nötig, die Schmierschicht auf der Dentinoberfläche wird durch in dem selbstätzenden Primer enthaltene Phosphorsäureester aufgelöst. Der Zement härtet chemisch unter Ausschluss von Sauerstoff sowie zusätzlich durch UV-Licht aus.

## 2.4 Messapparatur

Zur Messung der auftretenden Deformation des Zahnes bei Belastung wurde an der Mitte der Wurzel ein Dehnungs-Mess-Streifen aufgeklebt (siehe Abb. 1).

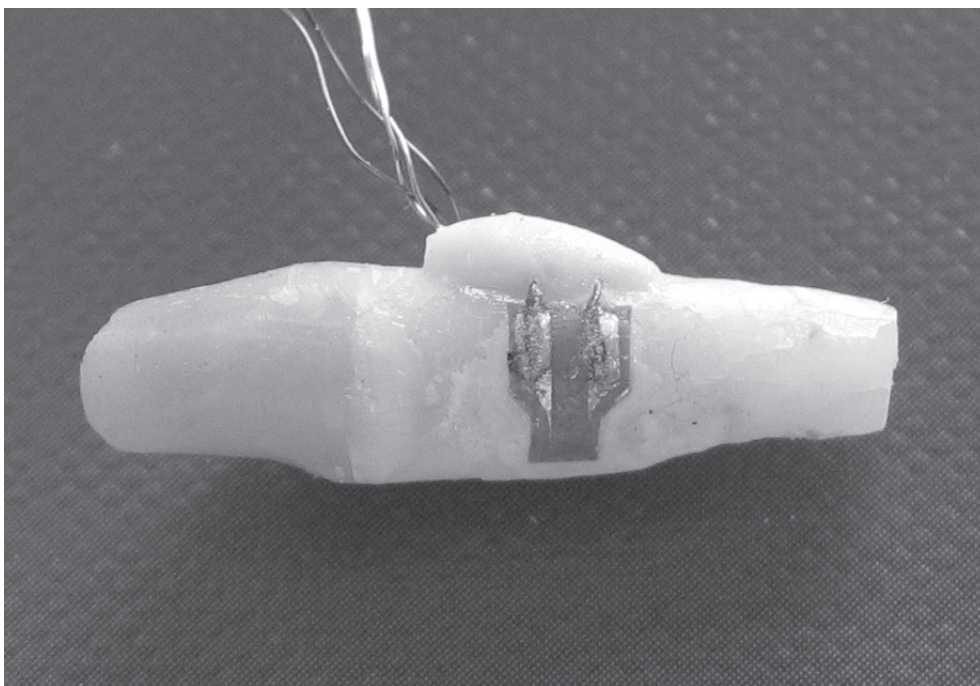


Abb. 1: Beispiel eines in der Arbeit verwendeten Zahnes mit aufgeklebtem Dehnungs-Mess-Streifen und Thermoelement

Der Dehnungs-Mess-Streifen (DMS) ist ein Hilfsmittel zur Messung von auftretenden Deformationen. Er besteht im Wesentlichen aus einem wellenförmig auf eine flexible Trägerplatte aufgebrachten Draht, der bei Deformation des Objektes, auf das er aufgebracht wurde, seine Länge und damit seinen elektrischen Widerstand ändert. Mittels der

angeschlossenen Messapparatur kann die Widerstandsmessung ausgelesen und somit auf die Verformung geschlossen werden. An den DMS werden Drähte zum Anschluss an die Messapparatur angelötet. Desweiteren wurde ein hochempfindliches Thermoelement (siehe Abschnitt 2.10) auf der Wurzeloberfläche direkt neben dem DMS befestigt, um die bei der Stiftbohrung auftretenden Temperaturen zu messen. Dies war einerseits nötig, um den Einfluss der Temperaturänderungen auf den hochsensiblen DMS festhalten zu können, andererseits sollten durch die Temperaturmessungen Empfehlungen zur Kühlung und zur bei der Stiftbohrung verwendeten Drehzahl gemacht werden können.

## **2.5 Zahnhalteapparat**

Zur Durchführbarkeit der Versuche war es erforderlich, einen Zahnhalteapparat zu konstruieren, der den Zahn stabil festhält und gleichzeitig eine Entfernbarkeit des Zahnes aus dem Probenkörperhalter ermöglichte. Die Zahnproben sollten nach diesem Versuch in einer weiteren Versuchsreihe einer Belastungsprüfung unterzogen werden. Daher wurde der Probenkörperhalter schon entsprechend vorbereitet. Die Belastungsversuche sollten in einem Winkel von  $135^\circ$  zur Zahnlongsachse durchgeführt werden (Marxkors, 1993). Als Form des Probenkörperhalters wurde deshalb ein gleichschenkeliges Dreieck gewählt: wird der Zahn in der Winkelhalbierenden vertikal eingebracht, so ergibt sich ein Belastungswinkel zwischen Zahnlongsachse und Vertikalebene von  $135^\circ$  (siehe Abb. 2).

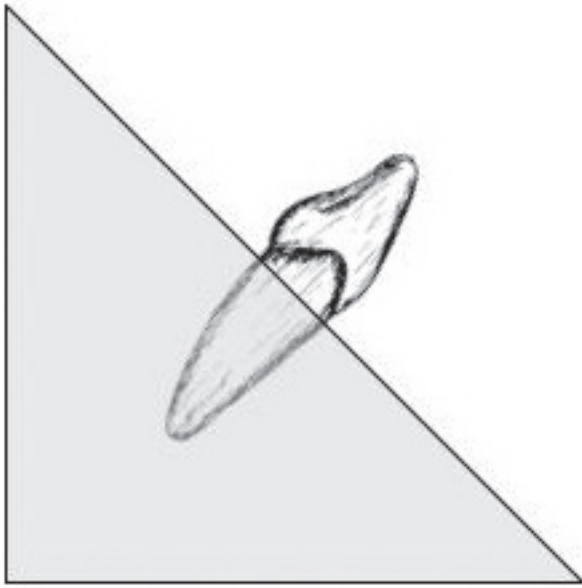


Abb. 2: Schemazeichnung eines Zahnes im verwendeten Probenkörperhalter

Zudem hat der Probenkörperhalter durch die gewählte Form eine ausgezeichnete Belastbarkeit sowie Standfestigkeit. Eine Vorlage dieses Probenkörpers wurde aus einem Gipsblock an einem Trimmer hergestellt und mittels Doublersilikon abgeformt. Die so gewonnene Hohlform diente der Herstellung der Probenkörperhalter.

Der Zahnrohling wurde an eine Einbringhilfe festgewachst. Diese bestand aus einem 2mm V2A-Stahl Draht. Dieser Draht wurde mit der Zahnlongsachse zur Deckung gebracht und anschließend in ein Parallelometer eingespannt. Mit Hilfe eines Parallelometers zur Sicherung der Vertikalebene wird der Zahn nun in den mit Silikon gefüllten PMMA-Kunststoffblock abgesenkt.

## 2.6 Vorversuche

Die Durchführung der Vorversuche diente der Überprüfung des ursprünglichen Versuchsaufbaus und sollte helfen, mögliche Probleme oder Fehler in der Methodik aufzuzeigen und eine Anpassung des Versuchsaufbaus zu ermöglichen.

Für die Vorversuche wurden die Proben in einen rundzylindrischen Kunststoffblock in einem Winkel von  $45^\circ$  zur Horizontalebene eingebettet.

tet. Dies erwies sich jedoch aus mehreren Gründen als unpraktikabel, sodass die Methodik des Einbettens wie in Kapitel 2.5 beschrieben verändert wurde.

Die ersten Dehnungsmessungen wurden durchgeführt, ohne dass ein Thermodraht auf der Zahnoberfläche angebracht war. Bei den Messungen zeigte sich jedoch, dass die bei der Kanalbohrung entstehende Hitze groß genug war, um die Messwerte des Dehnungs-Mess-Streifens zu verfälschen.

Daraus entstand der Gedanke die Temperatur zu messen, um einerseits die durch die Temperatur entstehenden Messfehler mathematisch bereinigen zu können. Andererseits stieg das Interesse an der auftretenden Hitzeentwicklung, um eine Aussage bezüglich der auf den Zahn und das Parodontium einwirkenden Temperatur machen zu können.

Dementsprechend wurde der Thermodraht hinzugefügt und die Fragestellung um den Punkt der Temperaturentwicklung erweitert.

Die weiteren Parameter der Vorversuche verliefen erwartungsgemäß.

## **2.7 Hauptversuche**

Die Zähne wurden wie in den Kapiteln 2.3.1, 2.4 und 2.5 beschrieben vorbereitet und anschließend nach dem Zufallsprinzip den fünf Versuchsgruppen zugeordnet.

Das Vorgehen wird im weiteren Verlauf für jede Versuchsgruppe separat beschrieben.

### **2.7.1 Gruppe 1 - Versorgung mit Zirkonoxidstiften (CeraPost®)**

Die Zähne dieser Gruppe wurden mit konfektionierten Stiften versorgt. Da aufgrund des großen Lumens der Wurzelkanäle keine Primärpassung zwischen Stift und Kanal möglich war, mussten die Kanäle vorbehandelt werden. Dazu wurde das Lumen des Wurzelkanals mit einer Kompositfüllung verkleinert, damit eine Normbohrung für den Stift durchgeführt werden konnte.

Zunächst wurde der Wurzelkanal mit 5ml steriler physiologischer Koch-



salzlösung 30 Sekunden gespült und anschließend mit Papierspitzen nur soweit getrocknet, dass das Dentin noch leicht feucht blieb. Nun erfolgte die Konditionierung der Dentinoberfläche mit dem Syntac Classic® System der Fa. Vivadent Ivoclar: zunächst wurde die Kanalwand mit einem Primer vorbehandelt. Dieser wurde mit einem Microbrush Applikationstip für 15 Sekunden in das Dentin einmassiert und anschließend mit einem Luftstrom aus dem Luftpüster vorsichtig verblasen. Hierbei wurde das Dentin nicht vollständig getrocknet. Im Anschluss wurde das zum System gehörige Adhäsiv mit einem Microbrush-Pinselchen auf das Dentin aufgetragen und für 15 Sekunden einmassiert. Es erfolgte eine Trocknung mittels Luftstrom. Nun wurde mit einem Microbrush-Pinselchen das Bonding des Systems, Heliobond®, appliziert. Nach gleichmäßiger Verteilung einer dünnen Schicht auf der Dentinoberfläche wurde das Bonding mittels einer UV-Lampe für 20 Sekunden lichtgehärtet.

Um ein Restlumen im Wurzelkanal zu erhalten, wurde vor der Füllung mit Komposit ein Guttapercha Stift in den Kanal eingebracht, der nach erfolgter Kunststofffüllung vor der Stiftbohrung wieder entfernt wurde.

Auf das vorbereitete Dentin wurde nun das dualhärtende hybridgefüllte Kompositmaterial DualCore® der Fa. DMG aufgebracht und 60 Sekunden mit einer UV-Lampe lichtgehärtet, um eine vollständige Polymerisation zu gewährleisten.

Nach Entfernen des Guttaperchastiftes wurden nun die Vor- und Normbohrung angelegt. Hierzu kam ein grünes Winkelstück der Fa. KaVo zum Einsatz. Für die Bohrung wurden die zum System dazugehörigen Bohrer verwendet. Unter gleichmäßiger Drehzahl von 4000U/min und unter gleichmäßigem Druck und leichten pumpenden Bewegungen wurde zunächst die Vorbohrung im Wurzelkanal angelegt. Danach erfolgte die Normbohrung, ebenfalls bei einer Drehzahl von 4000U/min im grünen Winkelstück unter gleichmäßigem Druck und leicht pumpenden Bewegungen.

Nach erfolgter Normbohrung wurde der Stift anprobiert, nach Sicherstellung der Passung mit Alkohol gereinigt, mit einem Luftstrom getrocknet und mit Panavia F 2.0® zementiert. Hierzu wurde der Kanal mit dem zugehörigen „all-in-one“ Adhäsivsystem ED Primer® vorbehandelt. Der Primer wurde mit einem Multibrush Applikationstip in den Ka-

nal eingebracht und für 30 Sekunden im Kanal belassen. Anschließend wurde der Kanal mit einer Papierspitzze getrocknet. Der auf BisGMA basierende Kunststoffzement Panavia F 2.0® (Fa. Kuraray) wurde zu gleichen Teilen mit einem Kunststoffspatel angemischt und mit einem Lentulo in den Kanal einrotiert. Anschließend wurde der Stift beschickt und in den Kanal eingebracht. Unter leichtem Druck wird der Stift im Kanal fixiert. Der Zement härtet chemisch unter Ausschluss von Sauerstoff sowie zusätzlich durch UV-Licht aus. Die UV-Licht Härtung erfolgte für 40 Sekunden.

Nun wurde der Aufbau modelliert. Hierzu wurde zunächst die Zahnhartsubstanz mit Phosphorsäure für 30 Sekunden geätzt, 30 Sekunden mit Wasser abgespült und mit Syntac Classic® vorbehandelt. Dann wurden Zahnhartsubstanz und der Stift mit dem Bonding Heliobond® bestrichen und für 20 Sekunden mit UV-Licht gehärtet. Es erfolgte nun die Modellation des Kunststoffaufbaus aus Tetric® mit Hilfe einer tiefgezogenen Hülsefolie, die eine einheitliche Form der Aufbauten gewährleistete. Die Aushärtung erfolgte von vier Seiten für jeweils 60 Sekunden.

Die während dieser Vorgänge von dem Dehnungs-Mess-Streifen und dem Thermoelement übermittelten Daten wurden mit einer Computersoftware (DasyLab7.0®) aufgezeichnet.

### **2.7.2 Gruppe 2 - Versorgung mit Glasfaserstiften (ParaPost® Fiber White®)**

Die Zähne dieser Gruppe wurden mit konfektionierten Stiften versorgt. Da aufgrund des großen Lumens der Wurzelkanäle keine Primärpassung zwischen Stift und Kanal möglich war, mussten die Kanäle vorbehandelt werden. Dazu wurde das Lumen des Wurzelkanals mit einer Kompositfüllung verkleinert, damit eine Normbohrung für den Stift durchgeführt werden konnte.

Zunächst wurde der Wurzelkanal mit 5ml steriler physiologischer Kochsalzlösung 30 Sekunden gespült und anschließend mit Papierspitzen nur soweit getrocknet, dass das Dentin noch leicht feucht blieb. Nun erfolgte die Konditionierung der Dentineoberfläche mit dem Syntac Classic® System der Fa. Vivadent Ivoclar: zunächst wurde die Ka-

nalwand mit einem Primer vorbehandelt. Dieser wurde mit einem Microbrush Applikationstip für 15 Sekunden in das Dentin einmassiert und anschließend mit einem Luftstrom aus dem Luftpüster vorsichtig verblasen. Hierbei wurde das Dentin nicht vollständig getrocknet. Im Anschluss wurde das zum System gehörige Adhäsiv mit einem Microbrush-Pinselchen auf das Dentin aufgetragen und für 15 Sekunden einmassiert. Es erfolgte eine Trocknung mittels Luftstrom. Nun wurde mit einem Microbrush-Pinselchen das Bonding des Systems, Helio-Bond®, appliziert. Nach gleichmäßiger Verteilung einer dünnen Schicht auf der Dentinoberfläche wurde das Bonding mittels einer UV-Lampe für 20 Sekunden lichtgehärtet.

Um ein Restlumen im Wurzelkanal zu erhalten wurde vor der Füllung mit Komposit ein Guttapercha Stift in den Kanal eingebracht, der nach erfolgter Kunststofffüllung vor der Stiftbohrung wieder entfernt wurde. Auf das vorbereitete Dentin wurde nun das dualhärtende hybridgefüllte Kompositmaterial DualCore® der Fa. DMG aufgebracht und 60 Sekunden mit einer UV-Lampe Lichtgehärtet, um eine vollständige Polymerisation zu gewährleisten.

Nach Entfernen des Guttaperchastiftes wurden nun die Vor- und Normbohrung angelegt. Hierzu kam ein grünes Winkelstück der Fa. KaVo zum Einsatz. Für die Bohrung wurden die zum System dazugehörigen Bohrer verwendet. Unter gleichmäßiger Drehzahl von 4000U/min und unter gleichmäßigem Druck und leichten pumpenden Bewegungen wurde zunächst die Vorbohrung im Wurzelkanal angelegt. Danach erfolgte die Normbohrung, ebenfalls bei einer Drehzahl von 4000U/min im grünen Winkelstück unter gleichmäßigem Druck und leicht pumpenden Bewegungen.

Nach erfolgter Normbohrung wurde der Stift anprobiert und die Passung sichergestellt. Der Stift wurde nun mit Alkohol gereinigt und mit einem Luftstrom getrocknet. Anschließend wurde mit Panavia F 2.0® zementiert. Hierzu wird der Kanal mit dem mit dem zugehörigen „all-in-one“ Adhäsivsystem ED Primer® vorbehandelt.

Der Primer wurde mit einem Multibrush Applikationstip in den Kanal eingebracht und für 30 Sekunden im Kanal belassen. Anschließend wurde der Kanal mit einer Papierspitze getrocknet. Der auf BisGMA basierende Kunststoffzement Panavia F 2.0® der Fa. Kuraray wurde zu gleichen Teilen mit einem Kunststoffspatel angemischt und mit

einem Lentulo in den Kanal einrotiert. Anschließend wurde der Stift beschickt und in den Kanal eingebracht. Unter leichtem Druck wird der Stift im Kanal fixiert. Der Zement härtet chemisch unter Ausschluss von Sauerstoff sowie zusätzlich durch UV-Licht aus. Die UV-Licht Härtung erfolgte für 40 Sekunden.

Nun wurde der Aufbau modelliert. Hierzu wurde zunächst die Zahnhartsubstanz mit Phosphorsäure für 30 Sekunden geätzt, 30 Sekunden mit Wasser abgespült und mit Syntac Classic® vorbehandelt. Dann wurden Zahnhartsubstanz und der Stift mit dem Bonding Heliobond® bestrichen und für 20 Sekunden mit UV-Licht gehärtet. Es erfolgte nun die Modellation des Kunststoffaufbaus aus Tetric® mit Hilfe einer tiefgezogenen Hülsefolie, die eine einheitliche Form der Aufbauten gewährleistete. Die Aushärtung erfolgte von vier Seiten für jeweils 60 Sekunden.

Die während dieser Vorgänge von dem Dehnungs-Mess-Streifen und dem Thermoelement übermittelten Daten wurden mit einer Computersoftware (DasyLab7.0®) aufgezeichnet.

### **2.7.3 Gruppe 3 - Versorgung mit Carbonfaserstiften (ComposiPost®)**

Die Zähne dieser Gruppe wurden mit konfektionierten Stiften versorgt. Da aufgrund des großen Lumens der Wurzelkanäle keine Primärpassung zwischen Stift und Kanal möglich war, mussten die Kanäle vorbehandelt werden. Dazu wurde das Lumen des Wurzelkanals mit einer Kompositfüllung verkleinert, damit eine Normbohrung für den Stift durchgeführt werden konnte.

Zunächst wurde der Wurzelkanal mit 5ml steriler physiologischer Kochsalzlösung 30 Sekunden gespült und anschließend mit Papierspitzen nur soweit getrocknet, dass das Dentin noch leicht feucht blieb. Nun erfolgte die Konditionierung der Dentinoberfläche mit dem Syntac Classic® System der Fa. Vivadent Ivoclar: zunächst wurde die Kanalwand mit einem Primer vorbehandelt. Dieser wurde mit einem Microbrush Applikationstip für 15 Sekunden in das Dentin einmassiert und anschließend mit einem Luftstrom aus dem Luftpüster vorsichtig verblasen. Hierbei wurde das Dentin nicht vollständig getrocknet. Im

Anschluss wurde das zum System gehörige Adhäsiv mit einem Microbrush-Pinselchen auf das Dentin aufgetragen und für 15 Sekunden einmassiert. Es erfolgte eine Trocknung mittels Luftstrom. Nun wurde mit einem Microbrush-Pinselchen das Bonding des Systems, Heliobond®, appliziert. Nach gleichmäßiger Verteilung einer dünnen Schicht auf der Dentinoberfläche wurde das Bonding mittels einer UV-Lampe für 20 Sekunden lichtgehärtet.

Um ein Restlumen im Wurzelkanal zu erhalten, wurde vor der Füllung mit Komposit ein Guttapercha Stift in den Kanal eingebracht, der nach erfolgter Kunststofffüllung vor der Stiftbohrung wieder entfernt wurde.

Auf das vorbereitete Dentin wurde nun das dualhärtende hybridgefüllte Kompositmaterial DualCore® der Fa. DMG aufgebracht und 60 Sekunden mit einer UV-Lampe lichtgehärtet, um eine vollständige Polymerisation zu gewährleisten.

Nach Entfernen des Guttaperchastiftes wurden nun die Vor- und Normbohrung angelegt. Hierzu kam ein grünes Winkelstück der Fa. KaVo zum Einsatz. Für die Bohrung wurden die zum System dazugehörigen Bohrer verwendet. Unter gleichmäßiger Drehzahl von 4000U/min und unter gleichmäßigem Druck und leichten pumpenden Bewegungen wurde zunächst die Vorbohrung im Wurzelkanal angelegt. Danach erfolgte die Normbohrung, ebenfalls bei einer Drehzahl von 4000U/min im grünen Winkelstück unter gleichmäßigem Druck und leicht pumpenden Bewegungen.

Nach erfolgter Normbohrung wurde der Stift anprobiert und die Passung sichergestellt. Der Stift wurde nun mit Alkohol gereinigt und mit einem Luftstrom getrocknet. Anschließend wurde mit Panavia F 2.0® zementiert. Hierzu wird der Kanal mit dem mit dem zugehörigen „all-in-one“ Adhäsivsystem ED Primer® vorbehandelt.

Der Primer wurde mit einem Multibrush Applikationstip in den Kanal eingebracht und für 30 Sekunden im Kanal belassen. Anschließend wurde der Kanal mit einer Papierspitze getrocknet. Der auf BisGMA basierende Kunststoffzement Panavia F 2.0® der Fa. Kuraray wurde zu gleichen Teilen mit einem Kunststoffspatel angemischt und mit einem Lentulo in den Kanal einrotiert. Anschließend wurde der Stift beschickt und in den Kanal eingebracht. Unter leichtem Druck wird der Stift im Kanal fixiert. Der Zement härtet chemisch unter Ausschluss

von Sauerstoff sowie zusätzlich durch UV-Licht aus. Die UV-Licht Härtung erfolgte für 40 Sekunden.

Nun wurde der Aufbau modelliert. Hierzu wurde zunächst die Zahnhartsubstanz mit Phosphorsäure für 30 Sekunden geätzt, 30 Sekunden mit Wasser abgespült und mit Syntac Classic® vorbehandelt. Dann wurden Zahnhartsubstanz und der Stift mit dem Bonding HelioBond® bestrichen und für 20 Sekunden mit UV-Licht gehärtet. Es erfolgte nun die Modellation des Kunststoffaufbaus aus Tetric® mit Hilfe einer tiefgezogenen Hülsefolie, die eine einheitliche Form der Aufbauten gewährleistete. Die Aushärtung erfolgte von vier Seiten für jeweils 60 Sekunden.

Die während dieser Vorgänge von dem Dehnungs-Mess-Streifen und dem Thermoelement übermittelten Daten wurden mit einer Computersoftware (DasyLab7.0®) aufgezeichnet.

#### **2.7.4 Gruppe 4 - Versorgung mit Komposit (Tetric®)**

Nach Vorbereitung und Einbettung der Zahnrohlinge wurden die Kanäle für die Aufnahme der Kompositfüllung vorbereitet.

Zunächst wurde der Wurzelkanal mit 5ml steriler physiologischer Kochsalzlösung 30 Sekunden gespült und anschließend mit Papierspitzen nur soweit getrocknet, dass das Dentin noch leicht feucht blieb. Nun erfolgte die Konditionierung der Dentinoberfläche mit dem Syntac Classic® System der Fa. Vivadent Ivoclar: zunächst wurde die Kanalwand mit einem Primer vorbehandelt. Dieser wurde mit einem Microbrush Applikationstip für 15 Sekunden in das Dentin einmassiert und anschließend mit einem Luftstrom aus dem Luftpüster vorsichtig verblasen. Hierbei wurde das Dentin nicht vollständig getrocknet. Im Anschluss wurde das zum System gehörige Adhäsiv mit einem Microbrush-Pinselchen auf das Dentin aufgetragen und für 15 Sekunden einmassiert. Es erfolgte eine Trocknung mittels Luftstrom. Nun wurde mit einem Microbrush-Pinselchen das Bonding des Systems, HelioBond®, appliziert. Nach gleichmäßiger Verteilung einer dünnen Schicht auf der Dentinoberfläche, wurde das Bonding mittels einer UV-Lampe für 20 Sekunden lichtgehärtet.

Auf das so vorbereitete Dentin wurde nun das hybridgefüllte Kompo-

sitmaterial Tetric® der Fa. Vivadent Ivoclar aufgebracht und jeweils in dünnen Schichten für 40 Sekunden mit einer UV-Lampe lichtgehärtet, um eine vollständige Polymerisation zu gewährleisten. Zur Applikation des Kompositmaterials wurde ein Planstopfer mit einem Durchmesser von 1mm benutzt. Während des Einbringens des Kunststoffes in den Wurzelkanal und während der Applikation an die Wände - während des Stopfens - wurde eine Messung durchgeführt.

Nach Füllung des Wurzelkanals wurde der Aufbau mit Hilfe einer tiefgezogenen Hülsefolie, die eine einheitliche Form der Aufbauten gewährleistete, modelliert. Die Aushärtung erfolgte von vier Seiten für jeweils 60 Sekunden.

Die während dieses Vorgangs von dem Dehnungs-Mess-Streifen und dem Thermoelement übermittelten Daten wurden mit einer Computersoftware (DasyLab7.0®) aufgezeichnet.

#### **2.7.5 Gruppe 5 - Versorgung mit individuell gegossenen Metallstiften**

Nach Vorbereitung und Einbettung wurden die Zähne mit einem individuell modellierten und gegossenen Stiftaufbau aus Phantom-Metall versorgt.

Zunächst wurde der Wurzelkanal dünn mit einer Schicht Vaselineöl isoliert, welches mit einem Einmalpinselchen in den Kanal eingebracht wurde. Anschließend wurde das Öl noch einmal dünn mit einem Luftpüster verblasen.

Für die Modellation des individuellen Stiftes wurden Kunststoffstifte aus dem ParaPost® System benutzt. Diese wurden mit PatternResin®, einem autopolymerisierenden Kunststoff für die Gusstechnik, beschickt und individualisiert bis sie eine möglichst hohe Kongruenz zur Kanalwand aufwiesen. Dieses Ziel wurde durch mehrfaches Auftragen und Anpassen des Stiftes an den Kanal erreicht, indem das PatternResin® Material im plastischen Zustand mehrfach in den Kanal eingebracht und wieder entnommen wurde, und sich so der Kanalwand anpasste. Nach erfolgter Modellation wurde der Stift an einen Wachsdraht angestiftet und in eine Muffel der Größe 1x mit Deguvest Impuls Einbettmasse eingebettet. Nach vollständigem Abbinden der Einbettmasse



wurde die Muffel für 45 Minuten in einen 300°C heißen Ofen gestellt. Anschließend wurde die Muffel für weitere 45 Minuten in einen 700°C heißen Ofen gestellt. Danach erfolgte der Guss des Objektes im Schleudergussverfahren mit Phantom-Metall, das zuvor in der Gusschleuder auf 1150°C erhitzt wurde.

Nach erfolgtem Erkalten der Muffel wurde das Gussobjekt ausgebettet, vom Gusskanal abgetrennt und mit einem Sandstrahlgerät gereinigt. Nun erfolgte eine Einprobe des Stiftes an den Kanal. Die Passung wurde mittels des GussCheck Verfahrens überprüft und korrigiert bis eine optimale Passung erreicht war.

Abschließend wurde der Stiftaufbau mit Phosphatzement der Fa. Harvard zementiert.

Die während dieses Vorgangs von dem Dehnungs-Mess-Streifen und dem Thermoelement übermittelten Daten wurden mit einer Computersoftware (DasyLab7.0®) aufgezeichnet.

## **2.8 Arbeitsschritte**

Nach der unter 3.7 beschriebenen Vorbereitung der Zähne erfolgte eine gruppenspezifische Weiterbehandlung, die im folgenden für die fünf Gruppen beschrieben wird.

### **2.8.1 Gruppe 1 - CeraPost®**

Die durchgeführten Arbeitsschritte begannen mit der Pilotbohrung, im weiteren auch als Bohrer 1 bezeichnet. Danach schloss sich die Normbohrung, auch als Bohrer 2 bezeichnet, an.

Nach erfolgter Ausschachtung der Kanäle erfolgte eine Einprobe des Stiftes. Daran schloss sich die Zementierung an.

### **2.8.2 Gruppe 2 - ParaPost® Fiber White®**

Die durchgeführten Arbeitsschritte begannen mit der Pilotbohrung, im weiteren auch als Bohrer 1 bezeichnet. Danach schloss sich die Norm-



bohrung, auch als Bohrer 2 bezeichnet, an.

Nach erfolgter Ausschachtung der Kanäle erfolgte eine Einprobe des Stiftes. Daran schloss sich die Zementierung an.

### **2.8.3 Gruppe 3 - CompositPost®**

Die durchgeführten Arbeitsschritte begannen mit der Pilotbohrung, im weiteren auch als Bohrer 1 bezeichnet. Danach schloss sich die Normbohrung, auch als Bohrer 2 bezeichnet, an.

Nach erfolgter Ausschachtung der Kanäle erfolgte eine Einprobe des Stiftes. Daran schloss sich die Zementierung an.

### **2.8.4 Gruppe 4 - Komposit**

Nach der Ausschachtung und der oben beschriebenen Konditionierung der Zahnoberfläche erfolgte die Füllung mit Komposit nach der Inkrementmethode, das heißt die Lichtpolimerisation des Kunststoffes erfolgte in dünnen Schichten um eine möglichst geringe Schrumpfung bei vollständiger Durchhärtung zu gewährleisten. Das Kompositmaterial wird mit einem Planstopfer in die Zahnwurzel eingebracht.

### **2.8.5 Gruppe 5 - individuell Gegossen**

Nach erfolgtem Guss wurden die Stifte zunächst am Gipsmodell auf Passung überprüft. Anschließend erfolgte die Einprobe am Zahn bis eine optimierte Passung eingestellt war. Danach schloss sich die Zementierung mit Phosphatzement an.

## 2.9 Umrechnung der vom Datenerfassungsprogramm abgespeicherten elektrischen Spannungssignale in die dazu korrespondierenden Dehnungswerte

Bei einer Dehnung des Trägermaterials (in diesem Fall der Zahnwurzel) wird ein aufgeklebter Dehnungs-Mess-Streifen (im Folgenden DMS genannt) mitgedehnt und ändert dadurch seinen elektrischen Widerstand. Um die durch die Dehnung verursachte Widerstandsänderung bei den verschiedenen Belastungsmodi in ein messbares elektrisches Signal umzuwandeln, wird der DMS in einer Wheatston'schen Brückenschaltung in Viertelbrückentechnik verschaltet.

Die Formel für die Umrechnung der gemessenen Spannungsänderung  $U_\varepsilon$  in die Dehnung  $\varepsilon$  lautet:

$$\Delta R / R_0 = U_\varepsilon / U_b = 1/4 \cdot k \cdot \varepsilon$$

Dabei ist  $R_0$  der DMS-Widerstand,  $k$  der Proportionalitätsfaktor des verwendeten DMS,  $U_b$  die Betriebsspannung der Brücke und  $U_\varepsilon$  die durch die Widerstandsänderung  $\Delta R$  produzierte Spannung an der Wheatstone-Brücke. Diese Spannung ist jedoch sehr klein (0,01 bis 0,1 mV). Der AD-Wandler im PC hat einen Eingangsbereich von  $\pm 10V$  bei einer Auflösung von 12 bit. Das heißt, dass die kleinste Spannungsänderung, die der PC erfassen kann,  $2 \cdot 10 / 2^{12} = 4.88 \text{ mV}$  beträgt. Deshalb muß die an der Brücke anfallende Spannung entsprechend verstärkt werden.

Am verwendeten DMS-Verstärker wurde eine Verstärkung von 1670 eingestellt. Im Messprogramm sind die Signale dann noch einmal mit einem Faktor 10 abgespeichert worden. Damit ergibt sich ein Gesamtfaktor von  $v = 1/16700$  bei der Umrechnung von abgespeicherten Werten zu den tatsächlichen Spannungswerten  $U_\varepsilon$  an der Messbrücke, die der erfolgten Dehnung entsprechen.

Für die Umrechnung sind folgenden Werte einzusetzen :

$$v = 1/16700 \quad \Rightarrow \quad U_\varepsilon = U_d / 16700$$

mit  $U_d$  = abgespeicherter Wert

$k = 1.79$

$U_b = 1.55 \text{ V}$

$$\Rightarrow \varepsilon = 4 \cdot (U_d - U_0) / (U_b \cdot 1.79 \cdot 16700)$$

$$\Rightarrow \varepsilon = (U_d - U_0) \cdot 86.3294 \cdot 10^{-6} \text{ m/m}$$

Bei den abgespeicherten Werten  $U_d$  sind zwei Dinge zu berücksichtigen:

1. ein eventueller Offset  $U_0$  bei Beginn der Messung
2. die Temperaturänderung während der Messung

ad 1) Wenn man voraussetzt, dass beim Beginn der Messung keine mechanische Beanspruchung der Zahnwurzel gegeben ist, dann muss demzufolge auch das der Dehnung entsprechende elektrische Spannungssignal Null sein. Wenn dies nicht der Fall ist, dann muß bei der Auswertung der Anfangsoffset von den Signalen abgezogen werden, weil nur der während der Messung sich verändernde Dehnungswert relevant ist.

Ad 2) Bei der aus Platzgründen verwendeten Viertelbrückenschaltung ist keine schaltungstechnische Temperaturkompensation durch Aufkleben eines zweiten DMS möglich. Das bedeutet, dass bei einer Temperaturänderung ein Brückensignal gemessen werden kann, ohne dass die Zahnwurzel eine mechanische Beanspruchung erfährt. Da bei der Aufbereitung der Zähne und beim Applizieren der Stifte eine Temperaturänderung auftritt, muß bei der Auswertung die temperaturbedingte „scheinbare Dehnung“ berücksichtigt werden. Dies erfolgt mittels einer Kalibriermessung bei der die Zähne auf ca. 60°C erwärmt werden und beim langsamen Abkühlen der Temperaturgang erfasst wird.

## 2.10 Prinzip eines Thermoelementes

Entsprechend des Seebeck-Effektes entsteht beim Verbinden von zwei verschiedenen Metallen an deren Berührungsstellen eine Berührungs-

spannung, welche temperaturabhängig ist.

Ein physikalisches Thermoelement besteht aus zwei dieser Berührungstellen (siehe Abb. 3). Besteht zwischen diesen keine Temperaturdifferenz, so heben sich die beiden Berührungsspannungen auf. Haben die beiden (meist verlöteten oder verschweissten) Verbindungsstellen unterschiedliche Temperaturen, so fließt als Folge einer Thermospannung ein Thermostrom.

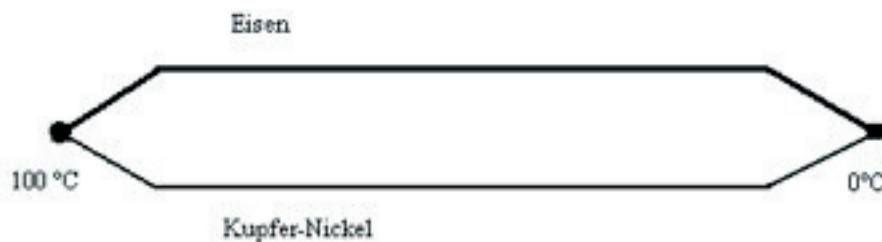


Abb. 3: Prinzip des Thermoelements

Dieser sogenannte thermoelektrische Effekt wurde im 19. Jahrhundert von Seebeck entdeckt und nach ihm benannt. Es lässt sich bei einem Thermoelement keine „absolute“ Temperatur messen, sondern nur eine Differenz der Temperaturen beider Messstellen (100°C bzw. 0°C). Auch bei 0°C entsteht eine Thermospannung, welche erst nach dem absoluten Nullpunkt völlig verschwindet. Eine in den genormten Spannungsreihen verschiedener Thermoelemente angegebene Spannung bedeutet immer: < bezogen auf 0°C > und kann nach folgender Formel berechnet werden.

$$U_{(100^{\circ}\text{C})} = U_{(\text{th bei } 100^{\circ}\text{C})} - U_{(\text{th bei } 0^{\circ}\text{C})}$$

In der technischen Anwendung ist das Thermoelement nur an seiner Messstelle direkt miteinander verbunden, während die Enden des Thermodrahtes an der sogenannten Vergleichsstelle angeschlossen sind. An der Vergleichsstelle ist das Messgerät über Messleitungen aus Kupfer angeschlossen. Um nun die Temperatur richtig messen zu können, muss, entsprechend oben benannter Formel, die Temperatur

der Vergleichsstelle bekannt sein. Desweiteren müssen beide Messleitungen, von der Vergleichsstelle zum Messgerät, aus dem gleichen Material bestehen, um die Entstehung weiterer Thermospannungen zu verhindern.

## 2.11 Auswertung

Die Daten sollten ausgewertet werden, welche für die jeweiligen Arbeitsschritte interessant waren und welche eine gruppenübergreifende Vergleichbarkeit ermöglichten:

Gruppe 1: Temperaturänderung und Dehnung bei den Bohrungen, Dehnung bei Einprobe und Zementierung

Gruppe 2: Temperaturänderung und Dehnung bei den Bohrungen, Dehnung bei Einprobe und Zementierung

Gruppe 3: Temperaturänderung und Dehnung bei den Bohrungen, Dehnung bei Einprobe und Zementierung

Gruppe 4: Dehnung bei der Kompositfüllung

Gruppe 5: Dehnung bei der Stifteinprobe und bei der Zementierung

Zur Auswertung kam nur der jeweils gemessene Höchstwert des Datensatzes der betreffenden Messreihe, weil sowohl bei der Temperaturmessung als auch bei der Messung der Dehnung die Maximalwerte relevant sind.

Im weiteren Verlauf werden die gewonnenen Daten wie folgt gruppenübergreifend verglichen.

Die Temperaturverläufe bei den Bohrungen bei den Gruppen 1 bis 3, die Dehnung bei den Bohrungen bei den Gruppen 1 bis 3. Die Dehnung bei der Stifteinprobe bei den Gruppen 1, 2, 3 und 5. Die Dehnung beim Zementieren bei den Gruppen 1 bis 5.

### Statistische Auswertung

In der grafischen Aufbereitung der ermittelten Ergebnisse kamen zwei Diagrammtypen zum Einsatz. Balkendiagramme zur Detailbetrachtung der jeweiligen Arbeitsschritte und Boxplot-Diagramme zur gruppenübergreifend vergleichenden Darstellung. Das Boxplot-Diagramm liefert folgende Informationen: das Boxplot (auch Box-Whisker-Plot) ist ein

Diagramm, das zur grafischen Darstellung einer Reihe numerischer Daten verwendet wird. Die Ausdehnung der Box informiert über den Abstand zwischen dem 25%-Quartil und dem 75%-Quartil und beinhaltet den mittleren Wertebereich mit 50% der gemessenen Werte. Weiterhin sind Maximum, Median-, und Minimalwerte sowie Ausreißerwerte dargestellt. Der Mittelwert gibt den allgemeinen Durchschnitt an, der Median ist der mittlere Repräsentant einer Wertegruppe.

Ob Abweichungen der arithmetischen Mittel der verschiedenen Versuchsgruppen zufällig sind oder nicht wird mit Hilfe der Irrtumswahrscheinlichkeiten ( $p$ ) angegeben. Getestet wird auf 5% und 1% Signifikanzniveau. Mit  $p < 0,05$  sind die Ergebnisse zu 95% Wahrscheinlichkeit unterschiedlich, mit  $p < 0,01$  liegen hochsignifikante Ergebnisse mit 99% Wahrscheinlichkeit vor.

Die gemessenen Werte wurden mit dem Mann-Whitney U-Test (1947) beurteilt (Rosentritt et al., 2004; Sachs, 1999), der dem Vergleich unabhängiger Stichproben dient und im Gegensatz zum T-Test verteilungsunabhängig ist. Die Verteilungsunabhängigkeit ist hilfreich, da trotz weitestgehender Standardisierung von Zahnform und Stiftstumpfaufbau in der Praxis eine Stetigkeitsannahme streng genommen nie erfüllt ist und daher nur von einer annähernden Normverteilung gesprochen werden kann.

### 3. Ergebnisse

#### 3.1 Temperaturmessung

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Temperaturmessungen der Gruppen aufgelistet und einander gegenübergestellt. Angegeben werden jeweils Mittelwert, Medianwert, Maximum, Minimum und Standardabweichung.

##### 3.1.1 Gruppe 1 - CeraPost®

Bei der Pilotbohrung des CeraPost® Systems (n=10) ergab sich ein Temperaturmittelwert von 43,5°C. Der Medianwert liegt bei 42,9°C. Bei einer Standardabweichung von 11,2°C liegt das Maximum bei 60,6°C, das Minimum bei 28,3°C (siehe Tabelle 4).

Tab. 4: Deskriptive Statistik der bei der Pilotbohrung des CeraPost® Systems ermittelten Temperaturwerte

CeraPost® - Pilotbohrung				
Mittelwert [°C]	Median [°C]	Maximum [°C]	Minimum [°C]	Standardabweichung [°C]
43,5	42,9	60,6	28,3	11,2

Bei der Normbohrung des CeraPost®-Systems (n=10) ergab sich bei einer geringen Standardabweichung von 5,5°C ein Mittelwert von 34,7°C, das Maximum lag bei 43,4°C, das Minimum bei 25,7°C (siehe Tabelle 5).

Tab. 5: Deskriptive Statistik der bei der Normbohrung des CeraPost® Systems ermittelten Temperaturwerte

CeraPost® - Normbohrung				
Mittelwert [°C]	Median [°C]	Maximum [°C]	Minimum [°C]	Standardabweichung [°C]
34,7	32,7	43,4	25,7	5,5

### 3.1.2 Gruppe 2 - ParaPost® Fiber White®

Für die zehn ausgewerteten Proben bei der Pilotbohrung ergab sich für die Proben der Gruppe 2 ein Mittelwert von 32°C. Bei einer Standardabweichung von 4,2°C liegt der höchste in dieser Messreihe ermittelte Wert mit 39,4°C bei Probe Nummer drei, der niedrigste gemessene Wert mit 26,6°C bei Probe Nummer acht. Der Median beträgt 30,1°C (siehe Tabelle 6).

Tab. 6: Deskriptive Statistik der bei der Pilotbohrung des ParaPost® Fiber White® Systems ermittelten Temperaturwerte

ParaPost® Fiber White® - Pilotbohrung				
Mittelwert [°C]	Median [°C]	Maximum [°C]	Minimum [°C]	Standardabweichung [°C]
32	30,1	39,4	26,6	4,2

Die Normbohrung ergab einen Mittelwert von 37,3°C. Das Maximum lag mit 44,9°C über dem der Pilotbohrung, das Minimum mit 26,6°C leicht darunter (siehe Tabelle 7).

Tab. 7: Deskriptive Statistik der bei der Normbohrung des ParaPost® Fiber White® Systems ermittelten Temperaturwerte

ParaPost® Fiber White® - Normbohrung				
Mittelwert [°C]	Median [°C]	Maximum [°C]	Minimum [°C]	Standardabweichung [°C]
37,3	41,1	44,9	26,4	7,4

### 3.1.3 Gruppe 3 - CompositPost®

Alle zehn Proben der Reihe kamen zur Auswertung. Das Temperaturmaximum für diese Gruppe wurde mit 40,4°C bei Probe Nummer zehn gemessen, das Minimum lag bei 25,6°C. Der Mittelwert betrug 32,7°C bei einer Standardabweichung von 5,2°C (siehe Tabelle 8).



Tab. 8: Deskriptive Statistik der bei der Pilotbohrung des CompositPost® Systems ermittelten Temperaturwerte

CompositPost® - Pilotbohrung				
Mittelwert [°C]	Median [°C]	Maximum [°C]	Minimum [°C]	Standardabweichung [°C]
32,7	31,9	40,1	25,6	5,2

Bei der Normbohrung wurde eine maximale Temperatur von 56,6°C gemessen. Bei einem Mittelwert von 39,4°C und einem Minimum von 25,2°C lag die Standardabweichung bei 9,8°C (siehe Tabelle 9).

Tab. 9: Deskriptive Statistik der bei der Normbohrung des CompositPost® Systems ermittelten Temperaturwerte

CompositPost® - Normbohrung				
Mittelwert [°C]	Median [°C]	Maximum [°C]	Minimum [°C]	Standardabweichung [°C]
39,4	39,2	56,6	25,2	9,8

### 3.1.4 Vergleichende Darstellung der Gruppen

Die Boxplot-Diagramme in Abb. 3 zeigen eine vergleichende Darstellung der gemessenen Temperaturen bei der Pilotbohrung der Gruppen 1 bis 3:

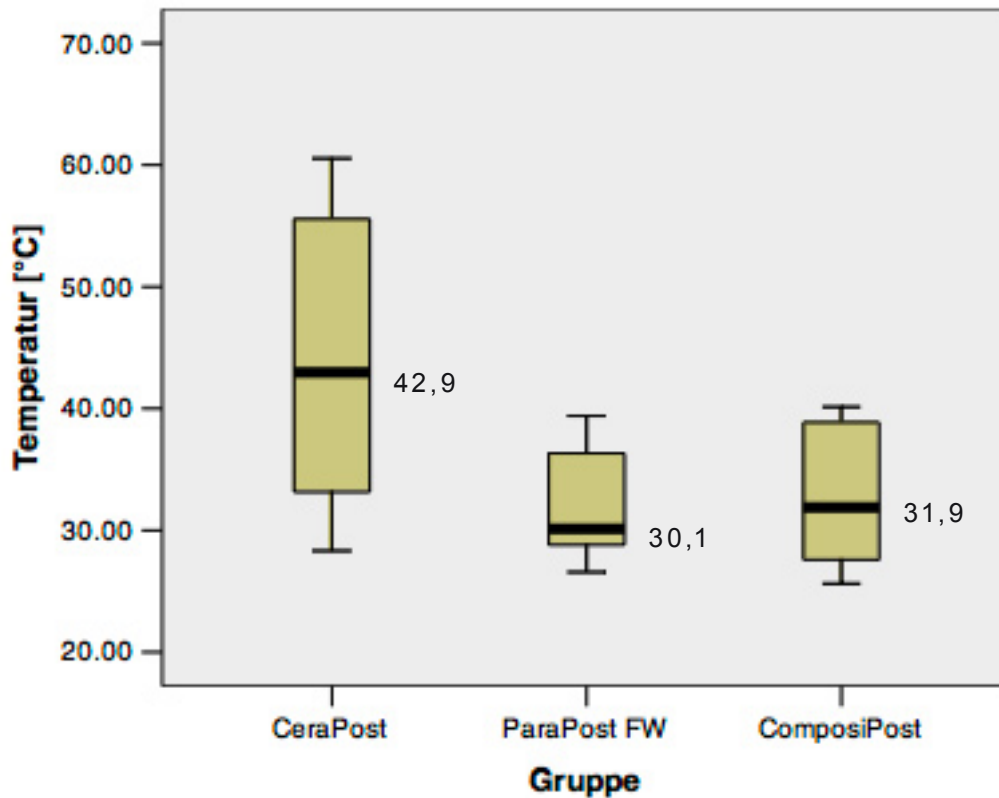


Abb. 3: Vergleichende Darstellung der ermittelten Temperaturen bei der Pilotbohrung der untersuchten Stiftsysteme. Die angegebenen Medianwerte zeigen statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen 1 und 2 sowie den Gruppen 1 und 3

Die Boxplot-Diagramme in Abb. 4 zeigen eine vergleichende Darstellung der gemessenen Temperaturen bei der Normbohrung der Gruppen eins bis drei:

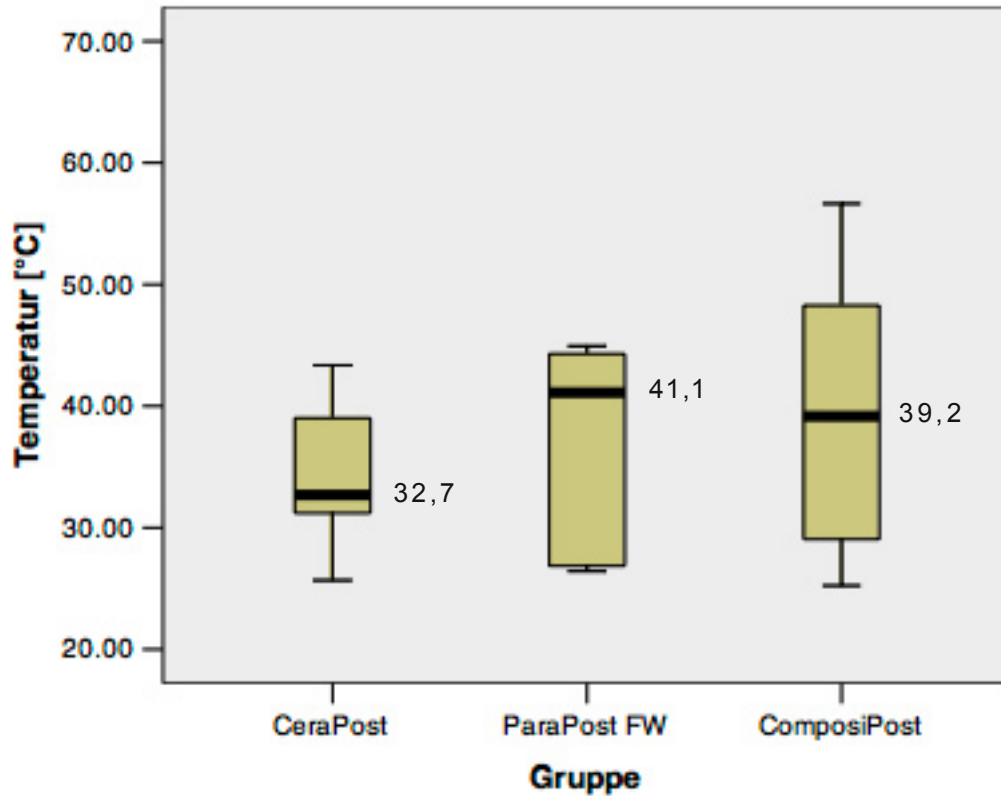


Abb. 4: Vergleichende Darstellung der ermittelten Temperaturen bei der Normbohrung der untersuchten Stiftsysteme. Die angegebenen Medianwerte zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen

### **3.1.5 Statistische Auswertung**

#### **3.1.5.1 Gruppe 1 - CeraPost®**

Das CeraPost® System zeigt bei der Pilotbohrung signifikant ( $p < 0,05$ ) höhere Werte im Vergleich zu den Werten der Gruppen ParaPost® Fiber White® und CompositPost®. Bei der Normbohrung zeigten sich keine signifikanten Unterschiede.

#### **3.1.5.2 Gruppe 2 - ParaPost® Fiber White®**

Die ermittelten Temperaturwerte des ParaPost® Systems unterscheiden sich bei der Pilotbohrung signifikant ( $p < 0,05$ ) von den Werten des CeraPost® Systems, zeigen jedoch keine signifikanten Unterschiede zum CompositPost® System. Bei der Normbohrung liegen keine statistisch signifikanten Unterschiede vor.

#### **3.1.5.3 Gruppe 3 - CompositPost®**

Die Gruppe CompositPost® unterscheidet sich bei den während der Pilotbohrung gemessenen Temperaturänderungen signifikant ( $p < 0,05$ ) von den Werten der CeraPost® Gruppe, jedoch nicht von denen der ParaPost® Gruppe. Bei der Normbohrung zeigen sich keine signifikanten Unterschiede.

### 3.2 Dehnungsmessung

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Dehnungsmessungen der Gruppen aufgelistet und einander gegenübergestellt. Angegeben werden jeweils Mittelwert, Medianwert, Maximum, Minimum und Standardabweichung.

#### 3.2.1 Dehnung Gruppe 1 - CeraPost®

Tabelle 10 gibt eine Übersicht über die in Gruppe 1 ermittelten Dehnwerte. Dargestellt werden jeweils Mittelwert, Median, Maximum, Minimum und Standardabweichung.

Tab. 10: Deskriptive Statistik der während aller Arbeitsschritte des CeraPost® Systems ermittelten Dehnungswerte

	Mittelwert	Median	Maximum	Minimum	Standard- abweichung
CeraPost®	[10 <sup>-6</sup> m/m]	[10 <sup>-6</sup> m/m]	[10 <sup>-6</sup> m/m]	[10 <sup>-6</sup> m/m]	[10 <sup>-6</sup> m/m]
Bohrer 1	1372,234	1188,31	2475,81	322,22	793,062
Bohrer 2	513,214	471,11	1024,4	132,44	339,546
Einprobe	39,96	30,99	112,62	10,04	31,381
Zementieren	30,737	24,6	59,58	16,1	14,628

Der für Bohrer 1 berechnete Mittelwert von  $1372,234 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$  stellt mit Abstand den höchsten Wert in dieser Gruppe dar. Die ebenfalls hohe Standardabweichung von  $793,062 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$  erklärt sich aus den niedrigen Dehnwerten bei Probe 4 und 5.

Für Bohrer 2 lag das Maximum mit  $1024,4 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$  deutlich unter dem Maximum von Bohrer 1. Der Mittelwert liegt mit  $513,214 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$  ebenfalls deutlich unter dem von Bohrer 1.

Die bei der Stifteinprobe ermittelten Werte bewegen sich zwischen dem Maximum von  $112,61 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$  und dem Minimum von  $10,04 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ , mit einem Mittelwert von  $39,96 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$  bei einer Standardabweichung von  $31,381 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ .

Die beim Zementieren gemessenen Werte stellen sich insgesamt am niedrigsten dar. Der Mittelwert beträgt  $30,737 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ , die Standard-

abweichung beträgt  $14,628 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ . Der Höchstwert liegt bei  $59,58 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ , der niedrigste Wert beträgt  $16,1 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ . Im Gegensatz zu den vorherigen Arbeitsschritten war die Dehnung beim Zementieren irreversibel.

### 3.2.2 Dehnung Gruppe 2 - ParaPost® Fiber White®

Tabelle 11 gibt eine Übersicht über die in Gruppe 2 ermittelten Dehnwerte. Dargestellt werden jeweils Mittelwert, Median, Maximum, Minimum und Standardabweichung.

Tab. 11: Deskriptive Statistik der während aller Arbeitsschritte des ParaPost® Fiber White® Systems ermittelten Dehnungswerte

ParaPost®	Mittelwert [ $10^{-6} \text{m/m}$ ]	Median [ $10^{-6} \text{m/m}$ ]	Maximum [ $10^{-6} \text{m/m}$ ]	Minimum [ $10^{-6} \text{m/m}$ ]	Standardab- weichung [ $10^{-6} \text{m/m}$ ]
Bohrer 1	490,146	448,935	667,86	359,89	113,169
Bohrer 2	375,853	368,33	482,86	296,46	68,781
Einprobe	22,754	14,085	49,1	3,41	16,718
Zementieren	33,033	25,28	80,37	12,08	20,269

Der für Bohrer 1 berechnete Mittelwert von  $490,146 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$  stellt den höchsten Wert in dieser Gruppe dar. Die Standardabweichung liegt bei  $113,169 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ .

Für Bohrer 2 lag das Maximum mit  $482,86 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$  unter dem Maximum von Bohrer 1. Der Mittelwert liegt mit  $375,853 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$  ebenfalls unter dem von Bohrer 1.

Die bei der Stifteinprobe ermittelten Werte bewegen sich zwischen dem Maximum von  $49,1 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$  und dem Minimum von  $3,41 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ , mit einem Mittelwert von  $22,754 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$  bei einer Standardabweichung von  $16,718 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ . Die beim Zementieren gemessenen Werte stellen sich höher dar als die Werte bei der Einprobe. Der Mittelwert beträgt  $33,033 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ , die Standardabweichung beträgt  $20,269 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ . Der Höchstwert liegt bei  $80,37 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ , der niedrigste Wert beträgt  $12,08 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ . Im Gegensatz zu den vorherigen Arbeitsschritten war die Dehnung beim Zementieren irreversibel.

### 3.2.3 Dehnung Gruppe 3 - ComposiPost®

Tabelle 12 gibt eine Übersicht über die in Gruppe 3 ermittelten Dehnwerte. Dargestellt werden jeweils Mittelwert, Median, Maximum, Minimum und Standardabweichung.

Tab. 12: Deskriptive Statistik der während aller Arbeitsschritte des ComposiPost® Systems ermittelten Dehnungswerte

ComposiPost®	Mittelwert [10 <sup>-6</sup> m/m]	Median [10 <sup>-6</sup> m/m]	Maximum [10 <sup>-6</sup> m/m]	Minimum [10 <sup>-6</sup> m/m]	Standardab- weichung [10 <sup>-6</sup> m/m]
Bohrer 1	513,394	430,285	1391,63	120,52	382,735
Bohrer 2	478,362	453,285	680,46	344,59	123,01
Einprobe	78,737	77,4	167,71	4,52	56,218
Zementieren	23,703	17,945	59,77	7,19	15,101

Der für Bohrer 1 berechnete Mittelwert von  $513,394 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$  stellt den höchsten Mittelwert in dieser Gruppe dar. Die Standardabweichung liegt bei  $382,735 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ .

Für Bohrer 2 lag das Maximum mit  $680,46 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$  unter dem Maximum von Bohrer 1. Der Mittelwert liegt mit  $478,362 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$  ebenfalls unter dem von Bohrer 1.

Die bei der Stifteinprobe ermittelten Werte bewegen sich zwischen dem Maximum von  $167,71 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$  und dem Minimum von  $4,52 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ , mit einem Mittelwert von  $78,737 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$  bei einer Standardabweichung von  $56,218 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ .

Die beim Zementieren gemessenen Werte stellen sich höher dar als die Werte bei der Einprobe. Der Mittelwert beträgt  $23,703 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ , die Standardabweichung beträgt  $15,101 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ . Der Höchstwert liegt bei  $23,703 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ , der niedrigste Wert beträgt  $7,19 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ . Im Gegensatz zu den vorherigen Arbeitsschritten war die Dehnung beim Zementieren irreversibel.

### 3.2.4 Dehnung Gruppe 4 - Komposit

Tabelle 13 gibt eine Übersicht über die in Gruppe 4 ermittelten Dehnwerte. Dargestellt werden jeweils Mittelwert, Median, Maximum, Minimum und Standardabweichung.

Tab. 13: Deskriptive Statistik der während der Kompositfüllung ermittelten Dehnungswerte

Komposit - Füllung				
Mittelwert [10 <sup>-6</sup> m/m]	Median [10 <sup>-6</sup> m/m]	Maximum [10 <sup>-6</sup> m/m]	Minimum [10 <sup>-6</sup> m/m]	Standardabweichung [10 <sup>-6</sup> m/m]
75,113	74,795	146,76	15,15	42,935

Der für die Kompositfüllung berechnete Mittelwert liegt bei  $75,113 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ . Die Standardabweichung beträgt  $42,935 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$  bei einem Maximalwert von  $146,76 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$  und einem Minimum von  $15,15 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ . Der Median dieser Gruppe beträgt  $74,795 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ . Die gemessene Dehnung war irreversibel.

### 3.2.5 Dehnung Gruppe 5 - individuell Gegossen

Tabelle 14 gibt eine Übersicht über die in Gruppe 4 ermittelten Dehnwerte. Dargestellt werden jeweils Mittelwert, Median, Maximum, Minimum und Standardabweichung.

Tab. 14: Deskriptive Statistik der während aller Arbeitsschritte der individuell Gegossenen Stifte ermittelten Dehnungswerte

individuell Gegossen	Mittelwert [10 <sup>-6</sup> m/m]	Median [10 <sup>-6</sup> m/m]	Maximum [10 <sup>-6</sup> m/m]	Minimum [10 <sup>-6</sup> m/m]	Standardab- weichung [10 <sup>-6</sup> m/m]
Einprobe	333,074	302,88	790,35	136,41	205,479
Zementieren	199,239	151,465	336,34	71,3	96,766

Die bei der Stifteinprobe ermittelten Werte bewegen sich zwischen dem Maximum von  $790,35 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$  und dem Minimum von  $136,41 \cdot 10^{-6} \text{m/m}$ .



$^6\text{m/m}$ , mit einem Mittelwert von  $333,074 \cdot 10^{-6}\text{m/m}$  bei einer Standardabweichung von  $205,479 \cdot 10^{-6}\text{m/m}$ .

Die beim Zementieren gemessenen Werte stellen sich höher dar als die Werte bei der Einprobe. Der Mittelwert beträgt  $199,239 \cdot 10^{-6}\text{m/m}$ , die Standardabweichung beträgt  $96,766 \cdot 10^{-6}\text{m/m}$ . Der Höchstwert liegt bei  $336,34 \cdot 10^{-6}\text{m/m}$ , der niedrigste Wert beträgt  $71,3 \cdot 10^{-6}\text{m/m}$ . Im Gegensatz zu den vorherigen Arbeitsschritten war die Dehnung beim Zementieren irreversibel.

### 3.2.6 Vergleichende Darstellung der Gruppen

Die Boxplot-Diagramme in Abb. 5 zeigen eine vergleichende Darstellung der gemessenen Dehnung bei der Pilotbohrung der Gruppen 1 bis 3:

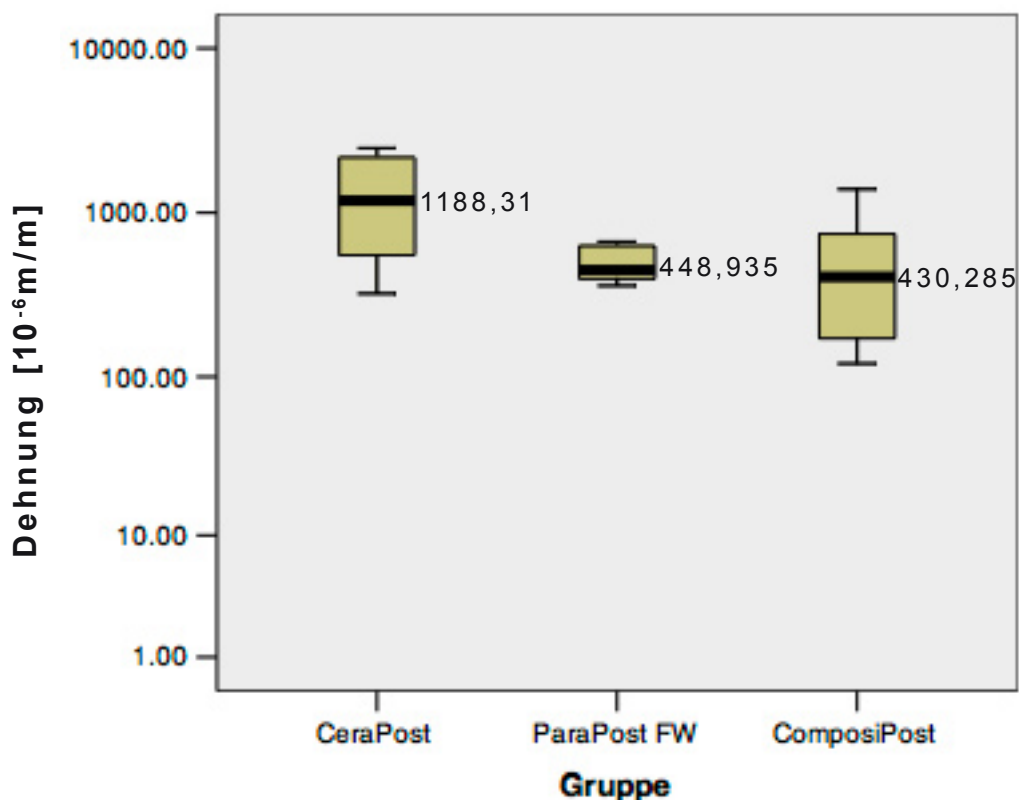


Abb. 5: Vergleichende Darstellung der gemessenen Dehnung bei der Pilotbohrung der Gruppen 1 bis 3. Angegeben sind die Medianwerte

Die Boxplot-Diagramme in Abb. 6 zeigen eine vergleichende Darstellung der gemessenen Dehnung bei der Normbohrung der Gruppen 1 bis 3:

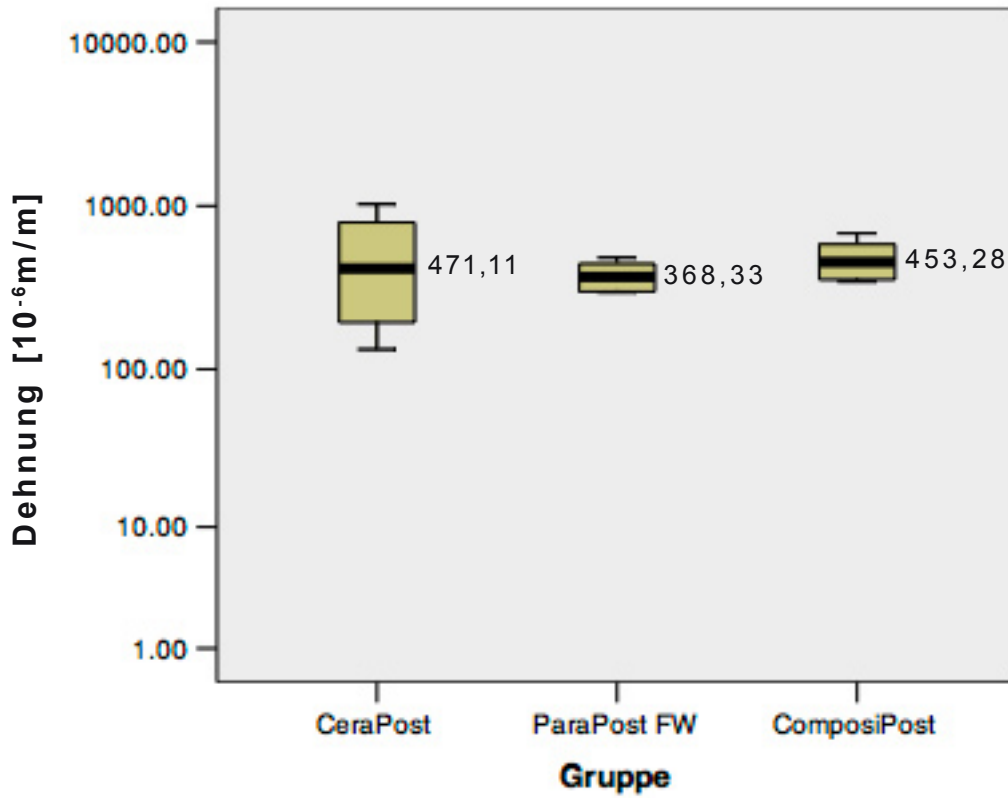


Abb. 6: Vergleichende Darstellung der gemessenen Dehnung bei der Normbohrung der Gruppen 1 bis 3. Angegeben sind die Medianwerte

Die Boxplot-Diagramme in Abb. 7 zeigen eine vergleichende Darstellung der gemessenen Dehnung bei der Einprobe der Gruppen 1, 2, 3 und 5:

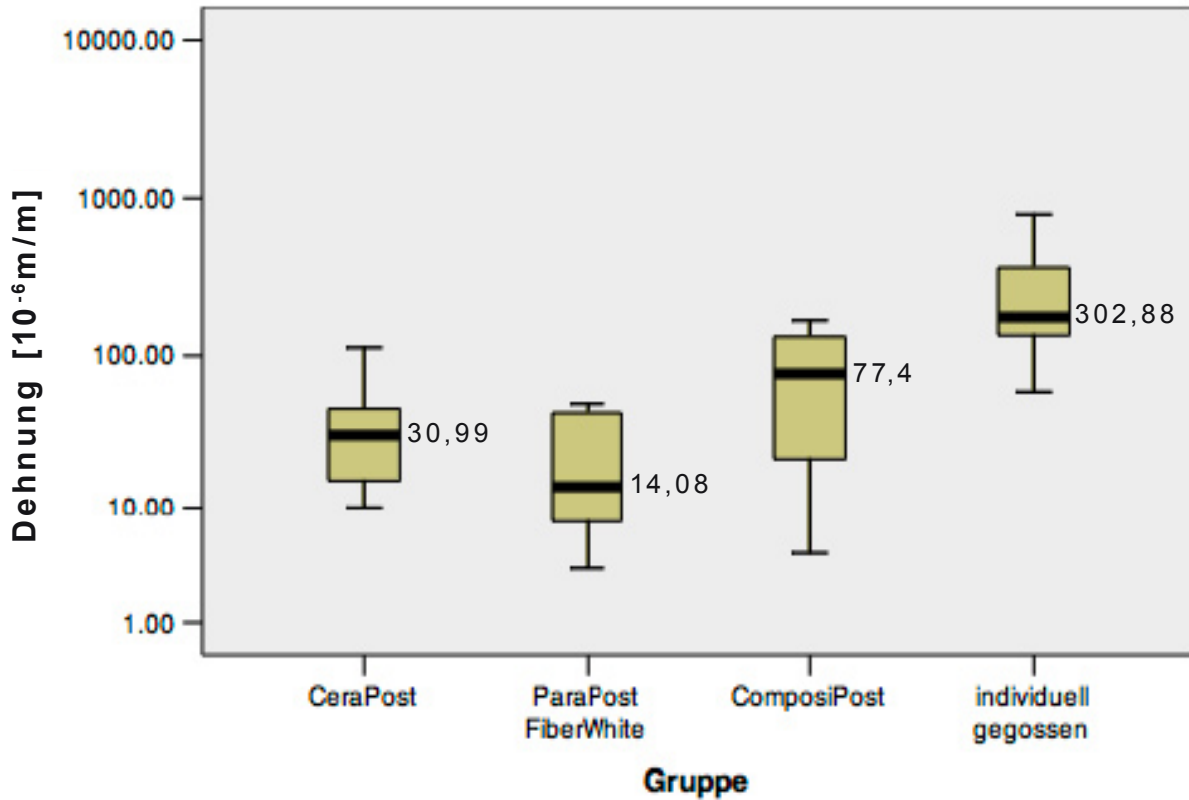


Abb. 7: Vergleichende Darstellung der gemessenen Dehnung bei der Einprobe Gruppen 1, 2, 3 und 5. Angegeben sind die Medianwerte

Die Boxplot-Diagramme in Abb. 8 zeigen eine vergleichende Darstellung der gemessenen Dehnung bei der Zementierung der Gruppen 1 bis 5:

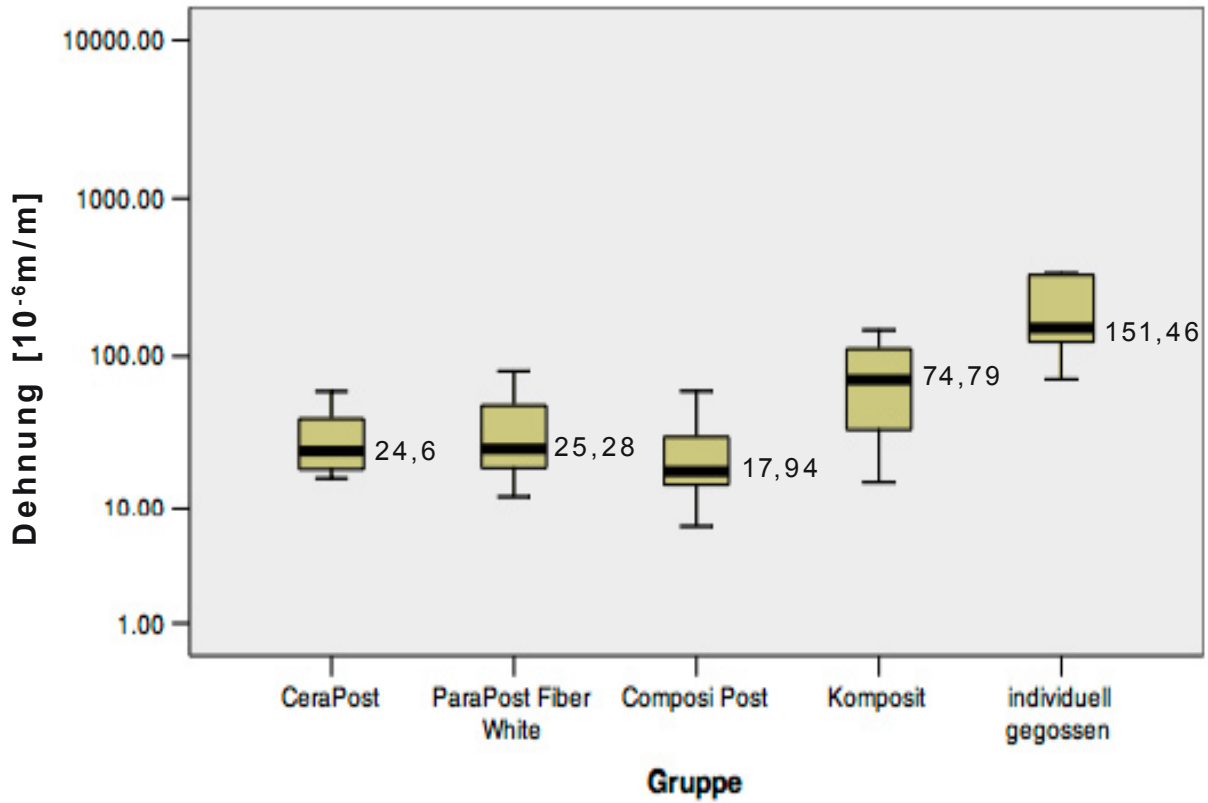


Abb. 8: Vergleichende Darstellung der gemessenen Dehnung bei der Zementierung der Gruppen 1 bis 5. Angegeben sind die Medianwerte

### **3.2.7 Statistische Auswertung**

#### **3.2.7.1 Gruppe 1 - CeraPost®**

Pilotbohrung:

Die bei der Pilotbohrung gemessenen Werte sind signifikant ( $p < 0,05$ ) höher als die bei den Pilotbohrungen gemessenen Werte der Gruppen 2 und 3.

Normbohrung:

Bei der Normbohrung ergaben sich keine statistisch signifikanten Unterschiede zu den ermittelten Werten der beiden Vergleichsgruppen, obwohl auch hier die höchsten gemessenen Werte in der Gruppe 1 zu finden sind.

Einprobe:

Obwohl die gemessenen Dehnwerte der Gruppe 1 leicht unter denen der Gruppe 3 liegen, zeigen sich zu den Werten der Gruppen 2 und 3 keine signifikanten Unterschiede. Die Werte der CeraPost-Gruppe liegen jedoch signifikant ( $p < 0,05$ ) unter denen der Gruppe 5. Insgesamt liegen die Werte deutlich unter denen der Arbeitsschritte Pilot- und Normbohrung.

Zementieren:

Während die für die Gruppe 1 gemessenen Werte keine signifikanten Unterschiede zu den Werten der Gruppen 2 und 3 zeigen, liegen die auftretenden Dehnungen deutlich unter denen der Gruppen 4 und 5 und unterscheiden sich von denen der Gruppe 4 statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ), von denen der Gruppe 5 sogar hochsignifikant ( $p < 0,01$ ). Die beim Zementieren auftretenden Dehnungen sind insgesamt die geringsten Werte aller Arbeitsschritte.

#### **3.2.7.2 Gruppe 2 - ParaPost® Fiber White®**

Pilotbohrung:

Die bei der Pilotbohrung gemessenen Dehnwerte sind niedriger als die der Gruppe 1 und unterscheiden sich von diesen statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ), während sie sich von den Werten der Gruppe 3 nur wenig unterscheiden.

Normbohrung:

Obwohl die Gruppe 2 bei der Normbohrung den niedrigsten Mittelwert aufweist, unterscheiden sich die gesammelten Daten nicht signifikant von denen der Gruppen 1 und 3.

Einprobe:

Gruppe 2 weist bei der Einprobe insgesamt die niedrigsten Dehnwerte auf, diese unterscheiden sich signifikant ( $p < 0,05$ ) von den Werten der Gruppen 3 und sogar hochsignifikant ( $p < 0,01$ ) von denen der Gruppe 5, wobei die Werte der Gruppe 5 die höchsten darstellten.

Zementierung:

Die Werte der Gruppe 2 unterscheiden sich kaum von denen der Gruppen 1 und 3. Die Werte der Gruppe 4 liegen statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ) über denen der Gruppe 2, die Werte der Gruppe 5 sind so hoch, dass sie sich von den Werten der Gruppe 2 statistisch hoch signifikant ( $p < 0,01$ ) unterscheiden.

### **3.2.7.3 Gruppe 3 - CompositPost®**

Pilotbohrung:

Während die Werte der Gruppe 3 deutlich unter denen der Gruppe 1 liegen und hier eine statistische Signifikanz ( $p < 0,05$ ) vorliegt, unterscheiden sich die Werte der Gruppen 2 und 3 kaum voneinander.

Normbohrung:

Die bei der Normbohrung ermittelten Werte unterscheiden sich nicht statistisch signifikant von den Werten der Gruppen 1 und 2.

Einprobe:

Während sich die Dehnwerte der Gruppe 3 nur wenig von denen der Gruppe 1 unterscheiden, liegen sie statistisch signifikant ( $p < 0,05$ ) über denen der Gruppe 2 und sind statistisch hochsignifikant ( $p < 0,01$ ) niedriger als die der Gruppe 5.

Zementierung:

Die Werte der Gruppe 3 sind insgesamt die niedrigsten gemessenen für diesen Schritt, unterscheiden sich jedoch nur gering von denen der Gruppe 1 und 2. Die Werte der Gruppe 4 sind signifikant ( $p < 0,05$ ) höher als die der Gruppe 3, die der Gruppe 5 sind sogar hochsignifikant ( $p < 0,01$ ) höher.

### 3.2.7.4 Gruppe 4 - Komposit

Zementieren:

Die Dehnwerte der Gruppe 4 sind höher als die der Gruppen 1, 2 und 3 und zeigen hier auch eine statistische Signifikanz ( $p < 0,05$ ), sind jedoch auf der anderen Seite statistisch hoch signifikant ( $p < 0,01$ ) niedriger als die der Gruppe 5.

### 3.2.7.5 Gruppe 5 - individuell Gegossen

Einprobe:

Die Gruppe 5 zeigt mit Abstand die höchsten Dehnwerte bei der Einprobe, die Werte unterscheiden sich statistisch hochsignifikant ( $p < 0,01$ ) von denen der Gruppe 1, 2 und 3.

Zementieren:

Die Gruppe 5 zeigt mit Abstand die höchsten Dehnwerte bei der Einprobe, die Werte unterscheiden sich statistisch hochsignifikant ( $p < 0,01$ ) von denen der Gruppe 1, 2 und 3.

### 3.2.7.6 Übersicht

Die Tabellen 14, 15, 16 und 17 fassen die vorher beschriebenen Ergebnisse noch einmal zusammen:

Tab. 14: Tabellarische Darstellung der sich statistisch signifikant unterscheidenden Ergebnisse der gemessenen Dehnungswerte bei der Pilotbohrung

Pilotbohrung	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3
Gruppe 1		#	#
Gruppe 2			o
Gruppe 3			
o = statistisch nicht signifikant			
# = statistisch signifikant			
## = statistisch hochsignifikant			

Tab. 15: Tabellarische Darstellung der sich statistisch signifikant unterscheidenden Ergebnisse der gemessenen Dehnungswerte bei der Normbohrung

Normbohrung	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3
Gruppe 1		o	o
Gruppe 2			o
Gruppe 3			
o = statistisch nicht signifikant			
# = statistisch signifikant			
## = statistisch hochsignifikant			

Tab. 16: Tabellarische Darstellung der sich statistisch signifikant unterscheidenden Ergebnisse der gemessenen Dehnungswerte bei der Einprobe

Einprobe	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 5
Gruppe 1		o	o	##
Gruppe 2			#	##
Gruppe 3				##
Gruppe 5				
o = statistisch nicht signifikant				
# = statistisch signifikant				
## = statistisch hochsignifikant				

Tab. 17: Tabellarische Darstellung der sich statistisch signifikant unterscheidenden Ergebnisse der gemessenen Dehnungswerte bei der Zementierung

Zementieren	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4	Gruppe 5
Gruppe 1		o	o	#	##
Gruppe 2			o	#	##
Gruppe 3				#	##
Gruppe 4					##
Gruppe 5					
o = statistisch nicht signifikant					
# = statistisch signifikant					
## = statistisch hochsignifikant					



## **4. Diskussion**

### **4.1 Klinische Relevanz**

Vor ihrem Einsatz in der Praxis müssen zahnärztliche Materialien auf ihre Eignung hin getestet werden. Diese Überprüfung ihrer Anforderungen erfolgt im Laborversuch. Je nach Art des Materials und seiner erwarteten Anwendung werden hierfür Druck-, Zug- und Biegeprüfungen nach definierten DIN- oder ISO-Normen in in-vitro-Untersuchungen vorgenommen, um biomechanische Eigenschaften dentaler Werkstoffe festzustellen (Finger, 1985).

Die ermittelten Ergebnisse werden anschließend denen anderer Studien kritisch gegenüber gestellt. Dies lässt eine Abschätzung des in-vivo auftretenden Verhaltens der untersuchten Materialien zu und gegebenenfalls auf vorhandene Schwachstellen schließen.

Die Simulation bleibt jedoch bei allen Bemühungen sich den Verhältnissen in der Mundhöhle anzunähern nur ein Modell (Bruhn, 1989; Gale und Darvell, 1999), sodass letztendendes nur eine klinische Langzeitstudie abschließend über Eignung, Erfolg oder Misserfolg der Materialien urteilen kann.

Nichts desto trotz sind in-vitro Versuche nötig, um die Risiken für die klinische Anwendung zu minimieren und eine gründliche Vorauswahl zu treffen.

### **4.2 Zahnmaterial**

Die Auswahl des Zahnmaterials stellte in der vorliegenden Studie ein besonderes Problem dar, da die Eignung verschiedener Stiftsysteme auf Zähne mit nicht abgeschlossenem Wurzelwachstum untersucht wurde.

Naturgemäß ist es nicht möglich, eine ausreichend hohe Anzahl dieser Zähne zusammenzutragen, um einen solchen in-vitro Versuch mit akzeptablen Probenzahlen durchführen zu können.

Um trotzdem eine Aussage über die Eignung der untersuchten Stiftsysteme für den geplanten Einsatz treffen zu können, mussten obere Incisivi mit bereits abgeschlossenem Wurzelwachstum derart modifiziert werden, dass sie in ihrer Beschaffenheit Zähnen mit nicht abgeschlossenem Wurzelwachstum möglichst nahe kommen.

Hierbei bestand ein besonderes Problem darin, die Reproduzierbarkeit der Versuchsbedingungen zu gewährleisten: bei der in Kap. 2.3 beschriebenen Methode der Aufbereitung musste die Anatomie eines jeden Zahnes berücksichtigt werden. Eine standardisierte Aufbereitung war somit nicht möglich. Dies erschwert die Vergleichbarkeit, ist aber gleichzeitig ein Schritt in Richtung der klinischen Realität, da auch im eigentlichen klinischen Alltag jeder Zahn andere Voraussetzungen bietet.

Ein weiteres Problem in Hinsicht auf die Reproduzierbarkeit stellen die Variationen der natürlichen Zähne in Hinsicht auf ihren Wassergehalt, ihre Kalzifikation, ihr biologisches Alter sowie ihre Vorschädigung dar. Signifikanzableitung und Reproduzierbarkeit werden somit erschwert (Heydecke et al., 1999; Lauer et al., 1994; McDonald et al., 1999).

Ein Ansatz, um diesen Problematiken aus dem Weg zu gehen, waren Versuchen von Schmeißner (1983) und Milot und Stein (1992), in-vitro Studien an künstlichen Zähnen durchzuführen (Gateau et al., 1999; Ottil et al., 2002). Unterschiedliche Materialqualitäten wurden somit nivelliert, die Reproduzierbarkeit erhöht. Die Kehrseite der Medaille war jedoch eine Verschlechterung der Übertragbarkeit der in-vitro Studie auf die klinische Situation (Ottil et al., 2002; Pleims, 1994), sodass ein Großteil der folgenden Studien wieder mit natürlichen, extrahierten Zähnen durchgeführt wurde (Akkayan et al., 2002; Bruhn, 1989; Kirchhoff, 1978; Pleims, 1994; Rosentritt et al., 2000). Dadurch können entscheidende Faktoren für den Erfolg oder Mißerfolg der Stiftprothetischen Versorgung, wie adhäsiver Verbund Zahn zu Stift oder Wärmeausdehnungskoeffizient, berücksichtigt werden.

Die Probenanzahl je Untersuchungsgruppe wurde wie Allgemein üblich auf 10 Proben festgelegt (Akkayan et al., 2002; Ferrari et al., 2001; Nergiz et al., 2002; Pleims, 1994; Vichi et al., 2002).

Als Lagerungsmedium für die Zahnproben wurde ein Gemisch aus physiologischer Kochsalzlösung mit 0,1%igem Zusatz von Natriumacetat gewählt.

Retief et al. (1989) und Dewald et al. (1994) konnten zeigen, dass sich die Haftkraft zwischen Kunststoff und Dentin bei verschiedensten Lagerungsmedien nicht signifikant verändert (Haller et al., 1993). In weiteren Untersuchungen wurde gezeigt, dass die Dentinpermeabilität durch Lagerung in physiologischer Kochsalzlösung nicht verändert wird (Goodis et al., 1993; Pashley et al., 1993).

Da eine Keimbesiedelung bzw. eine Keimvermehrung in physiologischer Kochsalzlösung nicht ausgeschlossen werden kann (Kirchhoff, 1978; Nergiz et al., 2002; Standlee und Caputo, 1992), wurde dem Lagerungsmedium ein 0,1%iger Zusatz an Natriumacetat beigefügt, welcher eine Verkeimung verhindern sollte. Die Lagerung erfolgte bei Raumtemperatur.

### **4.3. Kritik an der Methodik**

#### **4.3.1 Einbetten der Proben**

Die Proben wurden ummantelt mit einer Schicht aus fließfähigem Silikon, eingebettet in einen Block aus PMMA-Kunststoff. Die direkte Ummantelung der Proben mit Silikon war notwendig, um die Zähne aus dem Probenhalter entnehmen und wieder reponieren zu können. Durch die auf die Wurzeloberfläche aufgeklebten Dehnungs-Mess-Streifen sowie den Thermodraht ergaben sich Unterschnitte auf der Wurzel, welche ein Entfernen aus dem Kunststoffblock ohne Silikonschicht nicht erlaubt hätten.

Aus der Silikonschicht resultiert eine minimale Beweglichkeit der Proben im PMMA-Block, welche aus der elastischen Deformierbarkeit des Silikons herrührt. Ist die Elastizitätsgrenze des Silikons jedoch erreicht, sind die Proben durch den Kunststoffprobenhalter starr gelagert. Des Weiteren wird durch das Silikon ein Puffer zum starren Kunststoff geschaffen, der eine Schienung der Zähne und somit eine Verzerrung der auftretenden Dehnung reduziert.

Die Ummantelung der Zähne mit Silikon hat den Nebeneffekt, dass ein parodontales Bindegewebe simuliert wird, da auch der natürliche Zahn eine leichte Beweglichkeit innerhalb seines knöchernen Zahnfaches aufweist, bedingt durch den parodontalen Faserapparat. Die obenbe-

schriebene Art der Einbettung entspricht der üblichen Vorgehensweise (Flemming und Brondum, 1992; Flemming et al., 1996; Rosentritt, 2004; Sirimai et al., 1999).

#### **4.3.2 Zementierung**

Ein wichtiger Faktor für die erfolgreiche Versorgung mit einem Stiftaufbau ist die Wahl des Befestigungszementes. In der vorliegenden Studie wurden daher nach Empfehlungen anderer Autoren die Zemente für die jeweilige Versorgungsart ausgewählt (Chan et al., 1993; Chapman et al., 1985; Duncan und Pameijer, 1998; Love und Purton, 1998). Der Metallstift wurde mit Phosphatzement zementiert, die adhäsiv zu befestigenden Stifte wurden mit Panavia F 2.0® zementiert.

Auf eine Vorbehandlung der Faserstifte wurde verzichtet, weil es hierbei keine einheitlichen Ergebnisse in der Literatur bezüglich dem Nutzen gibt (Goracci et al., 2005; Nergiz und Platzer, 1991; Sahafi et al., 2003; Sahafi et al., 2004).

Auf eine Schaffung von Makroretentionen an den konfektionierten Stiftaufbauten wurde verzichtet. Dies erhöht zwar die Retention des Aufbaus, reduziert jedoch signifikant den Frakturwiderstand des Stiftes, wie Love und Purton (1996) zeigen konnten.

#### **4.3.3 Durchführung der Versuche**

Die Belastungsversuche der Aufbereitung wurden manuell durchgeführt. Es gab keine Maschine, die etwa mit konstantem Druck bei der Normbohrung oder bei der Anprobe der Stifte vorging. Auch hieraus können sich Differenzen bei den Ergebnissen ergeben, jedoch stellt sich beim erfahrenen Behandler ein einheitliches Gefühl für Bohrdruck und Bohrintervall oder auch den Druck bei einer Stifanprobe ein, sodass eine Reproduzierbarkeit über einen einheitlichen Behandler erreicht wurde. Die empfohlene Vorgehensweise hinsichtlich Stiftbohrungen wurde eingehalten (Kaplowitz, 1993; Lloyd und Palik, 1993). Somit werden diese Versuchsteile dadurch vergleichbar, dass sie alle von ein und demselben Behandler durchgeführt wurden.

## 4.4 Diskussion der Ergebnisse

### 4.4.1 Temperatur

In der Literatur gibt es wenige Studien, die sich mit der Temperaturerhöhung auf der Wurzeloberfläche von Zähnen befassen. Der Großteil der Untersuchungen widmete sich der Frage der Temperaturerhöhung in der Pulpa.

Die vorliegende Studie konnte Temperaturerhöhungen auf der Wurzeloberfläche von bis zu 60°C messen. Andere Autoren fanden Werte, die zum Teil oberhalb, zum Teil aber auch unterhalb dieses Wertes lagen. So befassten sich Eriksson und Sundstrom (1984) erstmalig mit der Frage, ob die Bohrungen bei der stiftprothetischen Versorgung schädigende Temperaturerhöhungen hervorrufen. Sie konnten Temperaturen von bis zu 87°C messen. Weiterhin stellten sie fest, dass die Arbeitsdauer, der Druck, der Durchmesser der Bohrer sowie die Umdrehungszahl bei der Bohrung die Temperaturentwicklung beeinflussen. Gleichzeitig wurde vor einer Gefährdung des Parodonts durch die hervorgerufenen Temperaturen gewarnt.

Saunders und Saunders (1989) stellten in ihrer Untersuchung Temperaturerhöhungen von bis zu 31°C fest. Die Temperaturmessung fand in dieser Studie 6mm cervical des Apex statt, was mit der Position des Thermoelementes in der vorliegenden Studie Übereinstimmt. Da Saunders und Saunders (1989) bei ähnlichem Versuchsaufbau etwas geringere Temperaturerhöhungen fanden, kann vermutet werden, dass strukturell geschwächte Zähne mehr Wärme an das Parodont weiterleiten, als gesunde Zähne.

Tjan und Abbate (1993) stellten in ihrer Untersuchung zur Temperaturerhöhung während der Stiftbohrung Maximalwerte fest, die 16°C nicht überschritten. Die untersuchten Bohrer waren jedoch Vorbohrer geringeren Durchmessers und mit kurzem Arbeitsteil, welche üblicherweise zur Erweiterung des Wurzelkanals oder zur Reduktion der Wurzelfüllung benutzt werden. Wie oben genannt fanden andere Autoren eine deutliche Korrelation zwischen Bohrerdurchmesser und -länge und der hervorgerufenen Temperaturerhöhung, sodass die hier gefundenen niedrigeren Temperaturen auf diesen Umstand zurück geführt werden können.

Hussey et al. (1997) untersuchten verschiedene Stiftbohrer auf die hervorgerufene Temperaturerhöhungen. Die Ergebnisse zeigten Temperaturen von bis zu 80°C. Auch Hussey et al. (1997) warnten vor möglichen Schäden des Parodonts durch die hervorgerufene Hitze. Das CeraPost® System zeigte bei der Pilotbohrung deutlich höhere Temperaturen als die beiden Vergleichssysteme. Eine Erklärung dafür bietet die Tatsache, dass der Pilotbohrer des CeraPost® Systems einen deutlich größeren Durchmesser als die Pilotbohrer der Vergleichssysteme hat. Denn wie andere Arbeitsgruppen zeigen konnten, spielt der Bohrerdurchmesser eine erhebliche Rolle bei der Temperaturentwicklung (Eriksson und Sundstrom, 1984; Saunders und Saunders, 1989). Umgekehrt erklärt sich die geringere Temperaturerhöhung des CeraPost® Systems bei der Normbohrung aus dem geringeren Zuwachs des Bohrerdurchmessers zwischen Pilot- und Normbohrer. Bei den Vergleichssystemen ist der Unterschied des Bohrerdurchmessers Pilotbohrer - Normbohrer größer.

Zur Frage, ob die auftretenden Temperaturen eine Schädigung der parodontalen Zellen hervorrufen können, finden sich in der Literatur keine validen Hinweise. Es gibt jedoch Untersuchungen zur Temperaturschädigung von Zellen der Zahnpulpa. Hier haben Zach und Cohen (1965) bei einer Temperaturerhöhung von mehr als 20°C eine irreversible Zellschädigung festgestellt, Raab (1989) hat in einer anderen Untersuchung irreversibele Zellschäden ab einer Temperatur von mehr als 49°C ausgemacht. Da grundsätzlich ähnliche Zellen im parodontalen wie im pulpalen Weichgewebe vorhanden sind, wie zum Beispiel Fibroblasten und Endothelzellen, kann davon ausgegangen werden, dass die Zellen des parodontalen Ligaments in ähnlichen Temperaturbereichen irreversiblen Schaden nehmen wie Zellen der Zahnpulpa.

#### **4.4.2 Dehnung**

Die Ergebnisse dieser Untersuchung zeigen, dass der Zahn während aller Schritte der Stiftversorgung einer Dehnung unterliegt.

In der Literatur finden sich jedoch nur Studien, die untersuchen, ob Zähne während des Zementierens von Stiften einer Dehnbelastung ausgesetzt sind. Hinzu kommt, dass die große Mehrzahl dieser Stu-

dien sich mit geschraubten, nach aktuellem Stand der Wissenschaft als obsolet (Robbins, 2002) geltenden, Stiftaufbauten beschäftigt. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung sollen trotzdem mit den Ergebnissen anderer Studien verglichen werden. Da es Zahlreiche Untersuchungen aus dem Bereich der Endodontologie zur Frage der Dehnung bei der lateralen und vertikalen Kondensation von Guttapercha-Wurzelfüllungen gibt, soll versucht werden, diese Ergebnisse mit denen der eigenen Untersuchung zu vergleichen.

#### **4.4.2.1 Pilotbohrung**

Die statistisch signifikant höheren Dehnwerte der CeraPost®-Gruppe korrelieren mit den Ergebnissen der Temperaturmessungen. Auch im Falle der Dehnung ist die Ursache der hohen Werte im großen Durchmesser des Pilotbohrers zu suchen. Aus Ermangelung an Studien, die diese Frage untersucht haben, muss aufgrund der eigenen Ergebnisse auf diesen Umstand geschlossen werden, da das übrige Vorgehen bei allen drei Gruppen vergleichbar war. Die moderate Standardabweichung der Gruppe 1 ist ein weiterer Hinweis auf den Einfluss der Bohrergröße. Ein anderer Faktor, der ursächlich für die größere Dehnung sein kann ist die Form des Bohrers. Während die Pilotbohrer der Gruppen 2 und 3 zylindrischer Form sind, weist der Pilotbohrer des CeraPost® Systems eine konische Form auf. Standlee et al. (1972) konnten zeigen, dass konische Stiftsysteme eine größere Dehnung hervorrufen als zylindrische. Dem zu Folge kann geschlossen werden, dass durch konische Bohrer ebenfalls eine höhere Dehnung hervorgerufen wird als durch zylindrische.

#### **4.4.2.2 Normbohrung**

Die bei der Normbohrung auftretenden Dehnwerte unterscheiden sich bei den drei Gruppen statistisch nicht signifikant. Auch hier zeigen sich Parallelen zu den Ergebnissen der Temperaturmessungen. Das dennoch das CeraPost® System dem höchsten Maximalwert wie auch den höchsten Medianwert aufweist, wird wiederum auf die konische

Form des Bohrers zurück geführt (Standlee et al. 1972). Für die Gruppen 2 und 3 zeigen sich keine statistisch signifikanten Unterschiede zu den bei der Pilotbohrung gemessenen Werten. Dies ist wiederum als Parallele zu den Ergebnissen der Temperaturmessung zu sehen. Diese Tatsache kann als Hinweis darauf gedeutet werden, dass bei vergleichbarem Druck und gleicher Drehzahl ähnliche Dehnwerte zu erwarten sind. Leider finden sich zu dieser Frage keine validen Hinweise in der Literatur, sodass hier weitere Untersuchungen benötigt werden.

#### **4.4.2.3 Einprobe**

Die auffallend geringen Dehnwerte des ParaPost® Fiber White® Systems decken sich mit den Ergebnissen einer Untersuchung von Ross et al. (1991), die zu dem Ergebnis kam, dass bei Verwendung des zylindrischen Stiftdesigns die geringsten Dehnwerte zu erwarten seien. Der bestehende statistisch signifikante Unterschied zwischen dem zylindrischen System ParaPost® und dem doppelt zylindrisch doppelt konischen System CompositPost® ist schwer zu erklären, da sowohl Stiftdurchmesser als auch Stiftform weitestgehend übereinstimmen. Die Stifte des CompositPost® Systems haben nur auf einer Länge von 2mm eine konische Form, sodass dies nicht als plausible Erklärung für die höheren Dehnwerte dienen kann. Ein möglicher Grund kann darin gesucht werden, dass der Größenunterschied zwischen Bohrer und Stift beim CompositPost® geringer ausfällt, als bei den Systemen CeraPost® und ParaPost® Fiber White® und deswegen eine größere Dehnung bei der Einprobe des Stiftes zustande kommt.

Die Gruppe der individuell Gegossenen Stifte zeigt mit Abstand die höchsten Dehnwerte. Eine Ursache dafür ist die durch den Gussprozess nie optimale Passform der gegossenen Stifte, die stets eine Optimierung der Stiftpassung im Wurzelkanal erfordern (Robbins, 2002). Die zunächst vorliegende geringe Inkongruenz zwischen Kanal und Stift führt zu höheren Kerbspannungen bei der Einprobe.



#### 4.4.2.4 Zementieren

Beim Zementieren der konfektionierten Stiftsysteme der Gruppen 1 bis 3 zeigen sich keine statistisch signifikanten Unterschiede bei der Dehnung. Dies kann ein Hinweis darauf sein, dass die Verwendung eines einheitlichen Zementes, in diesem Fall Panavia F 2.0® (Fa. Kuraray) zu einer Vereinheitlichung der Ergebnisse führt. Die insgesamt sehr geringe Dehnung ist ein Hinweis darauf, dass durch die gute Passung der Stifte im Kanal und die dadurch resultierende geringe Schichtstärke des Zementes kaum Kerbspannungen entstehen. Im Vergleich zu den Gruppen 1 bis 3 sind die gemessenen Dehnungen bei der Gruppe 4 signifikant höher. Da auch hier Studien fehlen, welche die verschiedenen Stiftdesigns auf die durch sie hervorgerufenen Dehnung beim Zementieren vergleichen, soll versucht werden, aus endodontologischen Studien Ergebnisse abzuleiten. So konnten Hong et al (2003) zeigen, dass im Rahmen der Wurzelfüllung die Dehnung bei der lateralen Kondensation geringer ist, als bei der vertikalen. Dies bestätigte die Ergebnisse einer Studie von Obermayr et al. (1991). Überträgt man diese Ergebnisse nun auf die vorliegende Arbeit, so kann man die Stiftzementierung mit einer lateralen Kondensation vergleichen, während das stopfende Vorgehen bei der Auffüllung der Wurzel mit Komposit eher einer vertikalen Kondensation entspricht. Dem zu Folge scheint das gefundene Ergebnis - soweit vergleichbar - in die selbe Richtung zu deuten, wie die Ergebnisse anderer Studien.

Bei der Zementierung der gegossenen Metallstifte (Gruppe 5) fanden sich Dehnwerte, die statistisch hochsignifikant über denen der Gruppen 1, 2 und 3 und 4 lagen. Diese hohen Dehnwerte überraschen vor dem Hintergrund der Literatur nicht, da schon andere Autoren festgestellt haben, dass das Zementieren von gegossenen Metallstiften zu Verformungen der Zahnhartsubstanz bis hin zum Auftreten von Vertikalfrakturen der Wurzel führen kann (Obermayr et al., 1991; Standlee et al., 1972; Thornsteinsson et al., 1992).

## 5. Schlussfolgerung

Bei der Stiftprothetischen Versorgung mit konfektionierten Stiften, bei denen Bohrungen durchgeführt werden müssen, werden Temperaturen erzeugt, die eine potentielle Gefährdung für die Zellen des Parodonts darstellen (Raab, 1989; Zach und Cohen, 1965). Zugleich treten bei den Bohrungen Dehnungen auf, die zwar reversibel sind, aber dennoch eine Belastung für den Zahn darstellen (Obermayr et al., 1991). Bei der Versorgung mit Komposit und individuell gegossenen Metallstiften treten zwar keine gewebeschädigenden Temperaturerhöhungen auf, dafür ist die irreversible Dehnung der Zahnhartsubstanz bei der Kompositfüllung etwa drei mal, bei der Zementierung der Metallstifte etwa fünf bis sechs mal höher als die bei der Zementierung der Stifte der konfektionierten Systeme auftretenden Dehnung.

Um eine endgültige Empfehlung zur Bevorzugung eines der getesteten Systeme abgeben zu können, müssen weitere Untersuchungen bezüglich der Belastbarkeit und der Frakturfestigkeit der verwendeten Systeme abgewartet werden.

Dennoch kann zum jetzigen Zeitpunkt geschlussfolgert werden, dass die Gesamtbelastung, auch unter Berücksichtigung des Schrittes der Stifteinprobe, für die Versorgung mit Komposit am geringsten ausfällt. Hier tritt keine Temperaturbelastung auf und die höchsten ermittelten Dehnwerte unter Berücksichtigung aller Arbeitsschritte erreichen nur maximal ein Viertel der Werte der Vergleichssysteme.

Bedenkt man die strukturelle Schwächung der Zähne mit nicht abgeschlossenem Wurzelwachstum (Katebzadeh, 1998; Rafter, 2005), so sollte eine maximale Schonung der Zahnhartsubstanz bei der Versorgung dieser Zähne angestrebt werden. Bewährt sich die Kompositversorgung auch in noch durchzuführenden Belastungsversuchen, könnte sich eine Trendwende in der Versorgung von endodontisch behandelten Zähnen (Robbins, 2002) andeuten.

Generell können die oben beschriebenen Temperaturerhöhungen bei den Stiftbohrungen als Anlass dafür genommen werden, eine Kühlung bei der Stiftbohrung zu fordern, um eine Gefährdung des Parodonts durch Hitzeeinwirkung zu vermeiden. Eine solche Kühlung zur Vermeidung von Hitzeschädigungen des Gewebes wird in der Implan-

logie schon seit Jahren als eine *conditio sine qua non* angesehen. Bis solche Kühlsysteme bei der stiftprothetischen Versorgung Anwendung finden muss zumindest darauf hingewiesen werden, dass bei der Stiftbohrung unter allen Umständen eine übermäßige Hitzeentwicklung vermieden werden muss. Das bedeutet, dass Bohrdruck, Drehzahl und Bohrerdurchmesser mit Bedacht gewählt werden sollten. Intermittierendes Arbeiten und Drehzahlen im Bereich von 4000-6000U/min bei nur leichtem Druck und möglichst kleine Bohrer reduzieren das Risiko einer Thermoschädigung des Weichgewebes deutlich.

Des Weiteren könnten die hohen irreversiblen Dehnwerte bei der Zementierung der individuell gegossenen Stiftaufbauten als ein Hinweis darauf gedeutet werden, dass moderne Stiftsysteme aus Faserverbundmaterial oder Keramik nach Konfektionierung des Wurzelkanals mittels Komposit eine grundsätzliche Alternative zu individuell Gegossenen Stiftaufbauten bei irregulärer Wurzelkanalanatomie darstellen. Bisher gelten individuell gegossene Stifte als Goldstandard bei der Versorgung von Zähnen mit weiten, von einem runden Querschnitt abweichenden Kanälen (Robbins, 2002). Diese Forderung sollte nach den berichteten Ergebnissen überdacht und weiter untersucht werden.

## 6. Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war es zu untersuchen, welchen Temperatur- und Dehnbelastungen einwurzelige Zähne mit nicht abgeschlossenen Wurzelwachstum und Zustand nach Kronenfraktur während der stiftprothetischen Versorgung ausgesetzt sind. Nach Vorbereitung der Zähne durch Dekapitierung und Ausschachtung des Wurzelkanals wurden ein Dehnungs-Mess-Streifen und ein Thermoelement zur Messung von Dehnung und Temperatur auf der Wurzeloberfläche in Höhe des mittleren Wurzeldrittels befestigt. Die Einbettung erfolgte nach Umman- tellung mit Silikon in einen PMMA-Kunststoffblock. Unter Aufzeichnung der Dehnung sowie der Temperatur wurden die Zähne nun mit fünf verschiedenen Systemen versorgt. Drei konfektionierte Stiftsysteme (CeraPost®, ParaPost® Fiber White® und CompositPost®) kamen neben herkömmlichem Füllungskomposit (Tetric®) und individuell gegossenen Stiften (Phantom-Metall®) zum Einsatz. Wurden die Wurzelkanäle für die Versorgungen mit den konfektionierten Stiften zunächst mit einer Kompositfüllung verkleinert, erfolgte die Versorgung mit Komposit und den gegossenen Stiften direkt. Bei den drei Gruppen mit konfektio- nierten Stiften wurde während der Stiftbohrungen neben der Dehnung ebenfalls die auftretende Temperaturveränderung gemessen. Bei der Versorgung mit Komposit und den individuellen Metallstiften wurde nur die Dehnung gemessen, da hier keine Hitze erzeugenden Bohrer zum Einsatz kamen.

Die Ergebnisse zeigen zum Teil deutliche Temperaturerhöhungen auf bis zu 60°C, die Anlass dazu geben, ein Kühlsystem für die Stiftboh- rung zu fordern.

Die auftretenden Dehnungen geben einen Hinweis darauf, dass die konfektionierten Systeme zwar zum Teil hohe reversible Dehnungen während der Stiftbohrungen, jedoch nur geringe irreversible Dehnungen während des Vorgangs des Zementierens aufweisen, die für die gegos- senen Stiftaufbauten gemessenen Werte waren deutlich am höchsten. Die Werte der mit Komposit versorgten Gruppe lagen dazwischen.

Grundsätzlich kann festgestellt werden, dass individuell gegossene Metallstifte bei der Zementierung mit Phosphatzement eine signifikant höhere Dehnung der Zähne bewirken, als die mit Kunststoffzement eingesetzten Vergleichssysteme.

Die hohen durch die Metallstifte hervorgerufenen irreversiblen Dehnungen lassen an einer Eignung dieses Systems für die Versorgung strukturell geschwächter Zähne zweifeln. Weitere Untersuchungen müssen wichtige Fragen wie die nach dem Frakturwiderstand der untersuchten Systeme klären, bevor eine abschließende Empfehlung hinsichtlich der Bevorzugung eines der getesteten Systeme zur Versorgung strukturell geschwächter Zähne erfolgen kann.

## 8. Literaturverzeichnis

1. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. J Prosthet Dent 1993, 69: 599-604
2. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. J Prosthet Dent 2002, 87: 431-437
3. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. J Dent 1999, 27: 275-278
4. Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. J Prosthet Dent 1993, 69: 36-40
5. Assif D, Oren E, Marshak BL, Avivl. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. J Prosthet Dent 1989, 61: 535-543
6. Berg C, Hammer P. Metallfreie Restaurationstechniken Stiftaufbauten aus In-Ceram. Dent Labor 1992, 7: 1199-1202
7. Block PL. Restorative margins and periodontal health: a new look at an old perspective. J Prosthet Dent 1987, 57: 683-689
8. Bourgeois RS, Lemon RR. Dowel space preparation and apical leakage. J Endod, 1981; 7: 66-69.
9. Bruhn, D. Die dynamische Festigkeit von angußfähigen Wurzelstiften und -stiftsystemen. Dtsch Zahnärztl Z 1989, 44: 855-857
10. Burns DA, Krause WR, Douglas HB, Burns DR. Stress distribution sur-rounding endodontic posts. J Prosthet Dent 1990, 64: 412-418
11. Carvalho CA, Valera MC, Oliveira LD, Camargo CH. Structural resistance in immature teeth using root reinforcements in vitro. Dent Traumatol 2005, 21: 155-159

12. Cattani-Lorente MA, Godin C, Meyer JM: Mechanical behavior of glass ionomer cements, affected by long term storage in water. *Dent Mater* 1994, 10: 37-44
13. Chan FW, Harcourt JK, Brockhoust PJ: The effect of post adaptation in the root canal on retention of posts cemented with various cements. *Australian Dental J* 1993, 38: 39-45
14. Chapman KW, Worley JL, von Fraunhofer, JA: Retention of prefabricated posts by cements and resins. *J Prosthet Dent* 1985, 54: 649-652
15. Christel P, Meunier A, Heller M. Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989, 23: 45-61
16. Coca I, Schwickerath H: Zur Beanspruchung von Kronen im Frontzahnbereich. *Dtsch Zahnärztl Z* 1987, 42: 338-341
17. Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AL. Retention of a core material supported by three post head designs. *J Prosthet Dent* 2000, 83: 624-628
18. Cooney JP, Caputo AA, Trabert KC. Retention and stress distribution of tapered-end endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1986, 55: 540-546
19. Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont* 2001, 10: 26-36
20. Creugers NH, Mentink AG, Kayser AF. An analysis of durability data on post and core restorations. *J Dent* 1993, 21: 281-284
21. Davy DT, Dilley GL, Krejci RF. Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. *J Dent Res* 1981, 60: 1301-1310
22. Dean JP, Jeansonne BG, Sarkar N. In vitro evaluation of a carbon fiber post. *J Endod* 1998, 24: 807-810

23. De Boever JA, McCall WD, Holden S, Ash MM. Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J Prosthet Dent* 1978, 40: 326-333
24. Degussa-Hüls-AG. Gebrauchsanweisung Phantom-Metall. Hanau, 1999
25. De Rijk WG. Removal of fiber posts from endodontically treated teeth. *Am J Dent* 2000, 13: 19-21
26. Dette KE, Hoppmann I, Linke PG. Development of masticatory force in pre-school children. *Dtsch Zahn Mund Kieferheilk Zentralbl* 1972, 59: 399-407
27. Dewald JP, Nakajima H, Milam S, Iacopino A. Desinfection/sterilisation of extracted teeth: Effect on dentin bonding strength. *J Dent Res* 1994, 73: 224-234
28. Dietschi D, Romelli M, Goretti A. Adaptation of adhesive posts and cores to dentin after fatigue testing. *Int J Prosthodont* 1997, 10: 498-507
29. Drummond JL, Toepke TR, King TJ. Thermal and cyclic loading of endodontic posts. *Eur J Oral Sci* 1999 107: 220-224
30. Duncan JP, Pameijer CH. Retention of parallel-sided titanium posts cemented with six luting agents: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 1998, 80: 423-428
31. Eakle WS. Effect of thermal cycling on fracture strength and microleakage in teeth restored with a bonded composite resin. *Dent Mater* 1986, 2: 114-117
32. Edelhoff D, Marx R. Adhäsion zwischen Vollkeramik und Befestigungs-komposit nach unterschiedlicher Oberflächenvorbehandlung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1995, 50: 112-117
33. Edelhoff D, Yildirim M, Spiekermann H, Rübber A. Herstellung halbkonfektionierter Stiftaufbauten aus Keramik. *Phillip J* 1997; 9: 307-312
34. Edelhoff D, Heidemann D, Kern M, Weigel P. Aufbau endodontisch behandelter Zähne. Gemeinsame Stellungnahme von DGZ und DGZPW. 2002: 1-3



35. Edelhoff D, Yildirim M, Fischer H, Spiekermann H, Rübber A. Wurzelstifte und individuelle Stumpfaufbauten aus Keramik- erste klinische Erfahrungen mit dem Cosmopostsystem. Quintessenz 1998, 49: 257-265
36. Eichner K. Messung der Kräfte bei Kauvorgängen. Dtsch Zahnärztl Z 1963, 18: 915-921
37. Eichner K. Implantatmaterialien.  
In: Eichner K. HRSG. Zahnärztliche Werkstoffe. Bd. 2, Heidelberg: Hüting, 1985: 265-280
38. Eriksson JH, Sundstrom, F. Temperature rise during root canal preparation - a possible cause of damage to tooth and periodontal tissue. Swed Dent J 1984, 8: 217-223
39. Espevik S. Stress/strain behavior of dental amalgams. Acta Odontol Scand 1978, 36: 103-111
40. Federick DR. An application of the dowel and composite resin core technique. J Prosthet Dent 1974, 32: 420-424
41. Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. Am J Dent 2000, 13: 15-18
42. Ferrari M, Vichi A, Grandini S. Efficiency of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation. Dent Mater 2001, 17: 422-429
43. Ferrari M, Vichi A, Grandini S, Goracci C. Efficacy of a self-curing adhesive resin cement system on luting glass-fiber posts into root canals: an SEM investigation. Int J Prosthodont 2001, 14: 543-549
44. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. Am J Dent, 2000; 13: 9-13
45. Finger W. Begriffsbestimmungen der Werkstoffprüfung  
In: Eichner K HRSG. Zahnärztliche Werkstoffe. Bd.1, Heidelberg: Hüting, 1985: 34-46
46. Fischer H, Edelhoff D, Marx R. Mechanische Beanspruchbarkeit von Zirkonoxid-Wurzelstiften. Dtsch Zahnärztl Z 1998, 53: 854-858

47. Freesmeyer WB. Klinische Prothetik. Bd. 1, München: Hütig, 1995: 67-73
48. Freijlich S, Goodacre CJ. Eliminating coronal discoloration when cementing all-ceramic restorations over metal posts and cores.  
J Prosthet Dent 1992, 67: 576-577
49. Fugazzotto PA. Preprosthetic periodontal considerations. Crown length and biologic width.  
Quintessence Int 1984, 12: 1247-1255
50. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations.  
J Dent 1999, 27: 89-99
51. Gateau P, Sabek M, Dailey B. Fatigue testing and microscopic evaluation of post and core restorations under artificial crowns.  
J Prosthet Dent 1999, 82: 341-347
52. Geis-Gerstorfer J, Kanjantra P. Zum Einfluß der Prüfmethode auf die Biegefestigkeit von IPS-Empress und In-Ceram. Dtsch Zahnärztl Z 1992, 47: 618-621
53. Goerig AC, Mueninghoff LA. Management of the endodontically treated tooth. Part I: concept for restorative designs.  
J Prosthet Dent 1983, 49: 340-345
54. Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. Dent Mater 1992, 8: 197-202
55. Goldman M, DeVitre R, Tenca J. Cement distribution and bond strength in cemented posts.  
J Dent Res 1984; 63: 1392-1395
56. Goodis HE, Marshall GW, White JM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ: Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths.  
Dent Mater 1993, 9: 79-84
57. Gutmann JL. Preparation of endodontically treated teeth to receive a post-core restoration.  
J Prosthet Dent 1977, 38: 413-419

58. Haessler D, Foitzik C, Mallinckrodt DV. Orthograder Wurzelkanalverschluß mit Keramikstiften aus Zirkonoxid. Dtsch zahnärztl Z 1987, 42: 1035-1038
59. Haller B, Hofman N, Klaiber B, Bloching U. Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. Dent Mater 1993, 9: 191-197
60. Häßler C, Milde R, Kroszewsky K, Gehre G. Strukturuntersuchungen an gegossenen Stiftstumpfaufbausystemen. Dtsch Zahnärztl Z 1998, 53: 722-727
61. Hemmings KW, King PA, Setchell DJ. Resistance to torsional forces of various post and core designs. J Prosthet Dent 1991, 66: 325-329
62. Henry PJ. Photoelastic analysis of post core restorations. Aust Dent J 1977, 22: 157-159
63. Heydecke G, Butz F, Strub JR. Einfluß des endodontischen Aufbaus auf die Frakturfestigkeit überkronter Frontzähne. Dtsch Zahnärztl Z 1999, 54: 637-640
64. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR. Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. J Prosthet Dent 2002, 87: 438-445
65. Hofmann M. Das Er - Stift System zum Aufbau marktoter Zähne (I). Quintessenz 1985, 1: 41-50
66. Hollis RA, Christenser GJ, Christenser W, Hunsaker K, Larson T, Christensen RP. Comparison of strength for seven different post materials. J Dent Res 1999, 78: 533-537
67. Hong J, Xia WW, Xiong HG. Analysis of the effect on the stress of root canal wall by vertical and lateral condensation procedures. Shanghai Kou Qiang Yi Xue 2003, 12: 359-361
68. Hudis SI, Goldstein GR. Restoration of endodontically treated teeth: a review of the literature. J Prosthet Dent 1986, 55: 33-38

69. Hussey DL, Biagioni PA, McCullagh JJ, Lamey PJ. Thermographic assessment of heat generated on the root surface during post space preparation. *Int Endod J* 1997, 30: 187-190
70. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 1992, 68: 322-326
71. IKV-Institut f. Kunststoffverarbeitung der RWTH Aachen: Kurve zur relativen Steifigkeit von Karbonfaser- und Glasfaserlaminaten.  
In: Schepperheyn S. HRSG. Biomechanik Faserverstärkter Stifte. Königsbach-Stein, 2002: 34-37
72. Ingber JS, Rose LF, Coslet JG. The „biologic width“-a concept in periodontics and restorative dentistry. *Alpha Omegan* 1977, 70: 62-65
73. Isidor F, Brondum K. Intermittent loading of teeth with tapered, individually cast or prefabricated, parallel-sided posts. *Int J Prosthodont* 1992, 5: 257-261
74. Ivoklar Vivadent AG, Forschung und Entwicklung, wissenschaftlicher Dienst, Wissenschaftliche Dokumentation und Technikanleitung CosmoPost, IPS Empress Cosmo Rohling. Schaan, Liechtenstein, 1997:4-8
75. Ivoklar Vivadent AG. Technisches Datenblatt FRC Postec. Schaan, Liechtenstein, 2001: 1-3
76. Janda R. Kunststoffverbundsysteme. Weinheim: VCH VerlagsGmbH, 1990: 57
77. Kaelin D, Schärer P. Aufbausysteme in der Kronen- und Brückenprothetik. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1991, 101: 457-463
78. Kakehashi Y, Lüthy H, Naef R, Wohlwendt A, Schärer P. A new all-ceramic post and core system: clinical, technical, and in vitro results. *Int J Perio Rest Dent* 1998, 18: 586-593
79. Kappert H, Knode H. In-ceram auf dem Prüfstand. *Quintessenz Zahntechnik* 1990, 16: 980-1001

80. Katebzadeh N, Dalton BC, Trope, M. Strengthening immature teeth during and after apexification.  
J Endod 1998, 24: 256-259
81. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives.  
J Prosthet Dent 1996, 75: 18-32
82. Kern M, Knode H. Stiftkernaufbauten aus In-ceram. Direkte und indirekte Methode.  
Quintessenz Zahntech 1991, 17: 917-925
83. Kern M, Simon MHP, Strub JR. Erste klinische Erfahrungen mit Wurzelstiften aus Zirkonoxidkeramik.  
Dtsch Zahnärztl Z 1998, 53: 266-268
84. King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth.  
J Oral Rehabil 1990, 17: 599-609
85. Kirchhoff W. Untersuchungen über die axiale und horizontale Belastbarkeit verschiedener intraradikulärer Stiftverankerungen (Permador-Stift, Radix-Anker, Kurer-Anker) an natürlichen Zähnen - I. Teil.  
ZWR 1978, 87: 1014-1024
86. Ko CC, Chi CS, Chhung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth.  
J Prosthet Dent 1992, 68: 421-427
87. Körber KH, Ludwig K. Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen.  
Dent Lab 1983, 31: 55-60
88. Koutayas SO, Kern M. Vollkeramische Stiftkernaufbauten - Stand der Technik. Quintessenz 1999, 50: 701-711
89. Kroszewsky K, Spitzer A, Häßler C, Gehre G. Angußfähigkeit von Dentallegierungen an konfektionierte Wurzelstifte bei Stiftstumpfaufbauten und deren Korrosion. Dtsch Zahnärztl Z 1998, 53: 223-226
90. Krupp JD, Caputo AA, Trabert KC, Standlee JP. Dowel retention with glass-ionomer cement.  
J Prosthet Dent 1979, 41: 163-166

91. Kvist T, Rydin E, Reit C. The relative frequency of periapical lesions in teeth with root canal-retained posts. *J Endod* 1989, 15: 578-580
92. Kwiatkowski S, Geller W. A preliminary consideration of the glassceramic dowel post and core. *Int J Prosthodont* 1989, 2: 51-55
93. Lauer HC, Ottil P, Weigl P. Mechanische Belastbarkeit verschiedener Stiftaufbausysteme. *Dtsch Zahnärztl Z* 1994, 49: 985-989
94. Libman WJ, Nicholls JI. Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. *Int J Prosthodont* 1995, 8: 155-161
95. Loney RW, Kotowicz WE, McDowell GC. Three-dimensional photoelastic stress analysis of the ferrule effect in cast post and cores. *J Prosthet Dent* 1990, 63: 506-512
96. Love RM, Purton DG. The effect of serrations on carbon fibre posts-retention within the root canal, core retention, and post rigidity. *Int J Prosthodont* 1996, 9: 484-488
97. Love RM, Purton DG. Retention of posts with resin, glass ionomer and hybrid cements. *J Dent* 1998, 26: 599-602
98. Magura ME, Kafrawy AH, Brown C, Newton C. Human saliva coronal microleakage in obturated root canals: an in vitro study. *J Endod* 1991, 17: 324-331
99. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber, and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent* 1999, 1: 153-158
100. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: a confocal microscopic study. *J Prosthet Dent* 2001, 85: 284-291
101. Martinez-Insua L, Da Silva B, Rilo U, Santana C. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent* 1998, 80: 527-532

102. Marxkors R. Normokklusion im Frontzahngebiet.  
In: Lehmann KM, Hellwig E. Einführung in die  
restaurative Zahnheilkunde. München:  
Urban&Schwarzenberg, 1993: 58
103. Marxkors R, Meiners H. Taschenbuch der zahnärztlichen  
Werkstoffkunde. München: DÄV-Hanser, 2001: 65-68
104. Mattison GD, Delivanis PD, Thacker RW, Hassel KJ:  
Effect of post pre-paration on the apical seal.  
J Prosthet Dent 1984, 51: 785-789
105. McDonald AV, King PA, Setchell DJ. In vitro study to  
compare impact fracture resistance of intact roottreated  
teeth. Int Endod J 1990, 23: 304-312
106. Meiners H, Lehmann KM. Klinische Materialkunde  
für Zahnärzte. München: Hanser, 1998: 23-27
107. Mendoza DB, Eakle WS. Retention of posts cemented  
with various dentinal bonding cements.  
J Prosthet Dent 1994, 72: 591-594
108. Mendoza DB, Eakle WS, Kahl EA, Ho R. Root  
reinforcement with a resin-bonded preformed post.  
J Prosthet Dent 1997, 78: 10-14
109. Meyenberg KH, Luthy H, Schärer P. Zirconia posts:  
a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth.  
J Esthet Dent 1995, 7: 73-80
110. Michaeli W, Wegener M. Einführung in die Technologie  
der Faserverbundstoffe,  
München: Hanser, 1989: 53
111. Milot P, Stein RS. Root fracture in endodontically treated  
teeth related to post selection and crown design.  
J Prosthet Dent 1992, 68: 428-435
112. Mishkin DJ, Gellin RG. Biologic width and crown  
lengthening. J Periodontol 1993, 64: 920
113. Möllersten L, Lockowandt P, Linden LA. A comparison  
of strengths of five core and post-and-core systems.  
Quintessence Int 2002, 33: 140-149
114. Moyers RE. Handbook of Orthodontics.  
Chicago, Year book med. publ. Inc.: 1977: 411

115. Mutoke Y, Maruyama T, Kataoka S. In Harmonie mit der Natur. Quintessenz Zahntech 1995, 21: 1004-1018
116. Neagley RL. The effect of dowel preparation on the apical seal of endodontically treated teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1969, 28: 739-745
117. Nergiz I, Schmager P, Özcan M, Platzer U. Effect of length and diameter of tapered posts on the retention. J Oral Rehabil 2002, 29: 28-34
118. Obermayr G, Walton RE, Leary JM, Krell KV. Vertical root fracture and relative deformation during obturation and post cementation. J Prosthet Dent 1991, 66: 181-187
119. Ottl P, Hahn L, Lauer HC, Fay M. Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. J Oral Rehabil 2002, 29: 175-183
120. Palmer DS, Barco MT, Billy EG. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. J Prosthet Dent 1992, 67: 325-327
121. Pashley EL, Tao L, Pashley DH. Sterilization of human teeth: its effect on permeability and bond strength. Am J Dent 1993, 6: 189-191
122. Paul S, Schärer P. Plastische Aufbauten in der Kronen- und Brückenprothetik. Quintessenz 1996, 47: 1519-1531
123. Paul S, Schärer P. Adhäsivaufbauten für Vollkeramik-kronen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1996, 106: 368-374
124. Perel ML, Muroff FI. Clinical criteria for posts and cores. J Prosthet Dent 1972, 28: 405-411
125. Pest BL, Cavalli G, Bertoni P, Gagliani M. Adhesive post – endodontic restorations with fiber posts. Dent Mater 2002, 18: 596-602
126. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis. J Prosthet Dent 2002, 88: 442-448



127. Plant CG, Jones DW, Darvell BW. The heat evolved and temperatures attained during setting of restorative materials. *Brit Dent J* 1974, 137: 233-238
128. Pleims AW. Bruchfestigkeit metallischer und vollkeramischer Stiftkernaufbauten. Zahnmed Diss Albert-Ludwigs-Universität, Freiburg, 1994
129. Portell FR, Bernier WE, Lorton L, Peters DD. The effect of immediate versus delayed dowel space preparation on the integrity of the apical seal. *J Endod* 1982, 8: 154-160
130. Pospiech P, Rammelsberg P, Rosenboom C, Gernet W. Der Einfluß des Befestigungssystems auf die Bruchfestigkeit von vollkeramischen Molarenkronen. *Acta Med Dent Helv* 1996, 1: 177-186
131. Purton DG, Love RM. Rigidity and retention of carbon fibre versus stainless steel root canal posts. *Int Endod J* 1996, 29: 262-265
132. Purton DG, Payne JA. Comparison of carbon fiber and stainless steel root canal posts. *Quintessence Int* 1996, 27: 93-97
133. Raab WH. Laser Doppler Flowmetry: microcirculatory studies in the dental pulp. *Dtsch Zahnarztl Z* 1989, 44: 198-200
134. Rafter M. Apexification: a review. *Dent Traumatol* 2005, 21: 1-8
135. Raygot CG, Chai J, Jameson DL. Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth restored with a carbon fiber-reinforced resin post system in vitro. *Int J Prosthodont* 2001, 14: 141-145
136. Retief DH, Wendt SL, Bradley EL, Denys FR. The effect of storage media and duration of storage of extracted teeth on the shear bond strength of Scotch-bond 2/Silux to dentin. *Am J Dent* 1989, 2: 269-273
137. Robbins JW. Restoration of the endodontically treated tooth. *Dent Clin North Am* 2002, 46: 367-384

138. Roberts DH. The failure of retainers in bridge prothesis. An analysis of 2000 retainers. Br Dent J 1970, 128: 117
139. Rosentritt M, Furer C, Behr M, Lang R, Handel G. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and toothcoloured posts and cores. J Oral Rehabil 2000, 27: 595-601
140. Ross RS, Nicholis Ji, Harrington GW. A comparison of strains generated during placement of five endodontic posts. J Endod 1991, 17: 450-456
141. RTD, Composipost. Technical document: Meeylan Cedex. 1994: 1-3
142. Sachs L. Angewandte Statistik - Anwendung statistischer Methoden. Berlin, Heidelberg: Springer, 1999: 65-78
143. Sandalli N, Cildir S, Guler N. Clinical investigation of traumatic injuries in Yeditepe University, Turkey during the last 3 years. Dent Traumatol 2005, 21: 188-194
144. Saroglu I, Sonmez H. The prevalence of traumatic injuries treated in the pedodontic clinic of Ankara University, Turkey, during 18 months. Dent Traumatol 2002, 18: 299-303
145. Saunders EM, Saunders WP. The heat generated on the external root surface during post space preparation. Int Endod J 1989, 22: 169-173
146. Schatz JP, Joho JP. A retrospective study of dento-alveolar injuries. Endod Dent Traumatol 1994, 10: 11-14
147. Schepperheyn S. Biomechanik faserverstärkter Stifte. Hahnenkratt GmbH: Königsbach-Stein. 2002: 1-4
148. Schmeißner H. The behavior of pin-stump constructions with and without circular stump rings in a loading experiment. Dtsch Zahnärztl Z 1977, 32: 701-703
149. Schmeißner H. Vergleichende Belastungsversuche an Stumpfaufbauten mit unverschraubbarer und verschraubbarer Stiftverankerung. Dtsch Zahnärztl Z 1983, 38: 163-166

150. Schmeißner H. Die stiftverankerte Krone aus prothetischer Sicht.  
Dtsch Zahnärztl Z 1985, 40: 1089-1093
151. Schwickerath H, Coca I. The durability of crowns in the anterior region. Dtsch Zahnärztl Z 1986, 41: 1002-1004
152. Seitner T, Gläser R. Vollkeramische Restaurationen bei stark zerstörten Seitenzähnen.  
Quintessenz 1997, 48: 499-514
153. Shillingburg HT, Kessler JG. Restauration von wurzelbehandelten Zähnen. Quintessenz 1982, 3: 30
154. Shillingburg HT, Fisher DW, Dewhirst RB. Restoration of endodontically treated posterior teeth.  
J Prosthet Dent 1970, 24: 401-409
155. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system.  
J Prosthet Dent 1997, 78: 5-9
156. Sieber C. Illumination in front teeth.  
Quintessenz Zahntech 1989, 15: 913-924
157. Sieber C, Thiel N. Eine lichtoptische Möglichkeit.  
Quintessenz Zahntechnik 1994, 20: 1041-1051
158. Simon MHP. Neue Perspektiven zur vollkeramischen Stabilisierung und zum Aufbau devitaler Zähne.  
Quintessenz 1995, 46: 1085-1101
159. Simon MHP. Präprothetische Rekonstruktion mit Zirkonoxid-Wurzelstiften.  
Phillip J 1997, 14: 95-100
160. Siriami S, Riis D, Morgano S. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. J Prosthet Dent 1999, 81: 262-269
161. Sorensen JA, Engelman MJ: Ferrule design and fracture resistance of endo-dontically treated teeth.  
J Prosthet Dent 1990, 63: 529-536
162. Sorensen JA, Engelman MJ: Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth.  
J Prosthet Dent 1990, 64: 419-424

163. Sorensen JA, Martinoff JT. Clinically significant factors in dowel design. *J Prosthet Dent* 1984, 52: 28-35
164. Sparrius O, Grossman ES. Marginal leakage of composi-  
terresin restorations in combination with dentinal enamel  
bonding agents. *J Prosthet Dent* 1989, 61: 678-684
165. Standlee JP, Caputo AA. Endodontic dowel retention with  
resinous cements. *J Prosthet Dent* 1992, 68: 913-917
166. Standlee JP, Caputo AA. Effect of surface design on  
retention of dowels cemented with a resin.  
*J Prosthet Dent* 1993, 70: 403-405
167. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of  
endodontic dowels: effects of cement, dowel length, dia-  
meter, and design. *J Prosthet Dent* 1978, 39: 400-405
168. Standlee JP, Caputo AA, Collard EW, Pollack MH.  
Analysis of stress distribution by endodontic posts.  
*Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1972, 33: 952-960
169. Stark H. Wurzelstifte für Stiftaufbauten.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 2000, 55: 447-448
170. Stiefenhofer A, Stark H, Hackhofer T: Biomechanische  
Untersuchungen von Stiftaufbauten mit Hilfe der  
Finite - Element - Analyse.  
*Dtsch Zahnärztl Z* 1994, 49: 711-715
171. Stockton LW. Factors affecting retention of post systems:  
a literature review. *J Prosthet Dent* 1999, 81: 380-385
172. Tait CM, Ricketts DN, Higgins AJ. Weakened anterior  
roots - intraradicular rehabilitation.  
*Br Dent J* 2005, 198: 609-617
173. Takeda T, Ishigami K, Shimada A, Ohki K. A study of  
discoloration of the gingiva by artificial crowns.  
*Int J Prosthodont* 1996, 9:197-202
174. Thorsteinsson TS, Yaman P, Craig RG. Stress analyses  
of four prefabricated posts.  
*J Prosthet Dent* 1992, 67: 30-33
175. Tjan AH, Abbate MF. Temperature rise at root surface  
during post-space preparation.  
*J Prosthet Dent* 1993, 69: 41-45

176. Tjan AH, Peach KD, Van Denburgh SL, Zbaraschuk ER. Microleakage of crowns cemented with glass ionomer cement: effects of preparation finish and conditioning with polyacrylic acid. *J Prosthet Dent* 1991, 66: 602-606
177. Tjan AH, Whang SB. Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. *J Prosthet Dent* 1985, 53: 496-500
178. Torbjorner A, Karlsson S, Syverud M, Hensten-Pettersen A. Carbon fiber reinforced root canal posts. Mechanical and cytotoxic properties. *Eur J Oral Sci* 1996, 104: 605-611
179. Touati B, Miara P, Nathanson D. Ästhetische Zahnheilkunde und keramische Restauration. München: Urban & Fischer, 2001: 22
180. Triolo PT, Trajtenberg C, Paowers JM. Flexural properties and bond strength of an esthetic post. *J Dent Res* 1999, 78: 548
181. Tyas MJ. Test methods to evaluate adhesive strength to tooth structure. *J Adhes Dent* 2001, 3: 361-362
182. Vallittu PK. Effect of 180-week water storage on the flexural properties of E-glass and silicafiber acrylic resin composite. *Int J Prosthodont* 2000, 13: 334-339
183. Vichi A, Grandini S, Ferrari M. Clinical procedure for luting glass-fiber posts. *J Adhes Dent* 2001, 3: 353-359
184. Vichi A, Grandini S, Ferrari M. Comparison between two clinical procedures for bonding fiber posts into a root canal: a microscopic investigation. *J Endod* 2002, 28: 355-360
185. Viohl J. Zemente. In: Eichner K HRSG. Zahnärztliche Werkstoffe. Bd. 2. Heidelberg: Hüthig, 1985: 77-101
186. Volwiler RA, Nicholls JI, Harrington GW. Comparison of three core build-up materials used in conjunction with two post systems in endodontically treated anterior teeth. *J Endod* 1989, 15: 355-361
187. Voss R. Die Festigkeit metallkeramischer Kronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1969, 24: 726-731

188. Wegmann U, Grüner M. Die Stabilität von Wurzelstiftsystemen im Wechsellastversuch.  
Dtsch Zahnärztl Z 1987, 42: 334-337
189. Weine FS, Wax AH, Wenckus CS. Retrospective study of tapered, smooth post systems in place for 10 years or more. J Endod 1991, 17: 293-297
190. Weller RN, Kimbrough WF, Anderson RW. Root surface temperatures produced during post space preparation. J Endod 1996, 22: 304-307
191. Wirz J, Christ R. In vitro study of the occurrence of screw and pin corrosion in dental prosthesis structures. SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 1982, 92: 408-428
192. Wirz J, Steinemann S. The corrosion process in the mouth. Phillip J Restaur Zahnmed 1987, 4: 81-85
193. Wirz J, Graber G, Widmer W: Metallische Verankerungselemente in der restaurativen Zahnmedizin. Theorie und Klinik für Studium und Praxis. Berlin: Quintessenz, 1987: 15-77,
194. Wong EJ, Ruse ND, Greenfeld RS, Coil JM. Initial failure of post/core systems under compressive shear loads. J Dent Res 1999, 78: 389-391
195. Zmener O. Effect of dowel preparation on the apical seal of endodontically treated teeth. J Endo 1980, 6: 687-690
196. Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1965, 19: 515-530

## **9. Danksagung**

Ich danke meinen Eltern Mechthild und Reinhard, die mir Alles ermöglicht haben.

Ich danke meiner Frau Anett für ihre Liebe.

Ich danke meiner Schwester Carolin.

Ich danke Herrn Priv.-Doz. Dr. Ernst-Heinrich Helfgen für die Überlassung des Themas und die tolle Betreuung.

Ich danke Herrn Manfred Grüner für seine Unterstützung und für stets hilfreiche Tipps.